

AIRTON ALVES DA NÓBREGA

**Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa de porcelana
aluminizada infiltrada por vidro, coroa de porcelana feldspática e dentes
permanentes hígidos**

São Paulo

2009

AIRTON ALVES DA NÓBREGA

**Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa de porcelana
aluminizada infiltrada por vidro, coroa de porcelana feldspática e dentes
permanentes hígidos**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São
Paulo, para obtenção do título de Mestre,
pelo programa de Pós-Graduação em
Odontologia

Área de Concentração: Dentística

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Margareth Oda

São Paulo

2009

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nóbrega, Airton Alves da

Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa de porcelana aluminizada infiltrada por vidro e coroa de porcelana feldspática e dente natural permanente hígido / Airton Alves da Nóbrega; orientadora Margareth Oda. -- São Paulo, 2009.

101p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Área de Concentração: Dentística -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Coroas dentárias – Resistência. 2. Dentística. I. Oda, Margareth. II. Título.

CDD 617.675
BLACK D2

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nóbrega AA. Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa de porcelana aluminizada infiltrada por vidro e coroa de porcelana feldspática e dente natural permanente hígido. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia

Aprovado em: / /2010

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Ao meu pai, Ivan (in memorian) que durante toda a sua vida foi meu grande parceiro de profissão e orientador sereno de minhas atitudes e decisões, onde quer que esteja tenho certeza do seu orgulho por mim, assim como tenho muito orgulho de ter sido seu filho.

À minha mãe, Neyde pelo amor, carinho e sacrifícios e
que me ajuda até os dias de hoje a superar os momentos mais difíceis de
minha vida.

Ao meu filho, André que enquanto me foi possível viver
ao seu lado, com certeza foram os melhores
momentos de minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Antonio Ruy Chaves Filho, meu grande amigo e mentor de minha carreira universitária, minha eterna admiração e gratidão por tudo que fez em minha vida.

À Prof^a Dr^a Margareth Oda, minha orientadora e ao Prof^o Dr^o Glauco Fioranelli Vieira, co-orientador do meu trabalho, por todo conhecimento e disposição em dedicar momentos de suas vidas na realização do meu objetivo.

AGRADECIMENTOS

Num trabalho longo como este é óbvio que muitas pessoas de uma maneira direta ou indireta estiveram envolvidas, portanto muito provavelmente posso me esquecer de mencionar algumas delas mas com certeza todas elas estarão para sempre no meu coração.

Agradeço ao grande amigo e companheiro de Mestrado, Denis, pela sua ajuda e orientação na montagem deste trabalho. Um grande abraço.

A todos os funcionários do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo em especial à Soninha e ao Davi por estarem envolvidos diretamente com o este trabalho.

Ao técnico de laboratório, Antonio Carlos Lascale, pela disposição em abrir as portas do Departamento de Materiais Dentários e pela paciência em participar efetivamente da parte experimental deste trabalho.

A todos os meus colegas de pós-graduação que durante esses 30 meses partilhamos todas nossas ansiedades e expectativas e desejo que todos consigam realizar seus sonhos.

Ao técnico de prótese Luis e sua equipe, por terem aberto as portas de seu Laboratório para que fosse feita a construção das 10 coroas em porcelana aluminizada infiltrada por vidro, meu eterno agradecimento, porque sem eles este trabalho dificilmente seria realizado.

Ao meu amigo Profº Ms. Álvaro Ueta pela demonstração de amizade dada a mim por ter aceito prontamente em confeccionar as 10 coroas em porcelana feldspática,

deixando de atender seus pacientes para realizar tal trabalho. A você professor meu muito obrigado.

A todos os funcionários do serviço de pós-graduação que sempre se dispuseram a orientar com clareza as dúvidas surgidas durante o desenvolvimento do trabalho.

Aos meus caros amigos, Alvaro Ueta, Renato G. Antoniazzi e Reinaldo de Sá, companheiros de vida universitária e que por muitas vezes, durante a realização do Mestrado, assumiram minhas funções perante a Universidade São Francisco.

À coordenadora do curso de Odontologia e membro do Comitê de Ética da Universidade São Francisco, Prof^a. Dr^a. Maria Betânia, por sua boa vontade em colaborar da melhor maneira possível, sem que houvesse prejuízo para ambas as partes.

À Prof^a. Ms. Silvia Torres, titular da cadeira de Semiologia e Prof^a. responsável pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco pelas orientações dadas referentes ao processo de obtenção dos dentes naturais humanos usados neste trabalho.

À gerência da UBS Wamberto Dias Costa e a todos os funcionários envolvidos no setor de Odontologia pela disposição e boa vontade em compor horários alternativos de trabalho para que não houvessem prejuízos tanto para a Prefeitura Municipal como para a Pós Graduação.

Às bibliotecárias, meus agradecimentos pela orientação e correção deste trabalho.

***"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."***

Bertolt Brecht

RESUMO

Nóbrega AA. Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa de porcelana aluminizada infiltrada por vidro e coroa de porcelana feldspática e dente natural permanente hígido [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.

Este estudo objetivou avaliar a resistência máxima às forças de compressão entre dois grupos diferentes de coroas em porcelanas livres de metal cimentadas sobre dentes naturais e um grupo formado por dentes caninos naturais hígidos e comparar os resultados obtidos com os de (Chaves, 2001), em seu trabalho de Doutorado onde também se avaliou a resistência máxima às forças de compressão entre coroa metalo cerâmica fraturada e reparada com resina composta com coroa metalo cerâmica integra e dente natural permanente. No presente estudo foram feitos vinte preparos para coroa total em dentes naturais caninos e divididos em dois grupos para confecção de dez coroas do sistema cerâmico aluminizado infiltrado por vidro (Angelus – Brasil) e dez coroas em porcelana feldspática Noritake[®] (Noritake Kisai CO. Cada grupo de coroas foi cimentado com cimento resinoso auto adesivo RelyX Unicem[®], (3M ESPE, Brasil) com o objetivo de aumentar a resistência da porcelana frente às forças de compressão. O teste de compressão foi realizado em uma máquina de ensaio universal KRATOS, através de uma carga aplicada axialmente no ápice da borda incisal de cada espécime até a fratura. Os dados foram submetidos à análise de Variância ANOVA ($p \leq 0,05$) e teste de Tukey para comparação entre grupos. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a coroa de porcelana aluminizada infiltrada por vidro e o dente natural. A coroa de porcelana feldspática apresentou-se menos resistente com relação ao dente natural e coroa de porcelana aluminizada infiltrada por vidro.

Palavras-chave: Coroas cerâmicas. Resistência à compressão.

ABSTRACT

Nóbrega AA. Comparative study of the compressive strength between aluminized porcelain crown infiltrated for glass and crown of feldspática porcelain and hígido permanent natural tooth [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.

The objective of this study is evaluate the maximum load resistance between two different groups of porcelain metal free crown seated on natural teeth and a group of natural canine and to compare the results gotten with the ones of (Chaves, 2001), in its work of Doutorado where also the ultimate strength to the forces of compression between metal ceramic broken and repaired with composite resin with ceramic crown metaloceramic integrates and permanent natural tooth. In the present study twenty natural canine teeth were prepared for crown canines and divided in two groups: aluminized porcelain crown infiltrated for glass (Angelus – Brazil) and feldspathic Noritake Kisai Noritake (co). Crowns were seated using self adhesive resin cement RelyX Unicem (3M ESPE, Brazil) Compression testing was performed by a universal testing machine (KRATOS) by a load applied axially in incisal of each specimen until occurs the fracture. The data were analyzed by one way analyses of variance (ANOVA) and Tukey test for comparison between groups. The results showed that it did not have statistical significant difference between aluminized porcelain crown infiltrated by glass and natural tooth. The feldspathic porcelain crown presented less resistant than natural tooth and aluminized porcelain crown infiltrated by glass.

Keywords: Ceramic crowns. Compressive strength.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Dente natural posicionado na base de PVC.....	45
Figura 4.2 – Tubo de PVC posicionado sobre a base	46
Figura 4.3 – Detalhe do preparo: vista oclusa	47
Figura 4.4 - Detalhe do preparo: vista vestibular.....	48
Figura 4.5 – Revestimento refratário	49
Figura 4.6 – Silicone de duplicação.....	49
Figura 4.7 – Luva de PVC preparada.....	49
Figura 4.8 – Luva posicionada sobre o espécime onde será vazado o silicone de duplicação Stern Tek.....	49
Figura 4.9 – Silicone vazado aguardando endurecimento	50
Figura 4.10 – Moldagem obtida.....	50
Figura 4.11 – Revestimento refratário vazado na moldagem.....	50
Figura 4.12 – Resultado obtido	51
Figura 4.13 - Coroa em porcelana feldspática.....	53
Figura 4.14 - Coroa em Vitro Ceram	57
Figura 4.15 – Sistema completo de cimentação RelyX Unicem (3M ESPE)	59

Figura 4.16 – O ativador Aplicap – (3M ESPE, Brasil) rompendo a cápsula do cimento	59
Figura 4.17 – Cápsula sendo manipulada em amalgamador por 14 segundos	60
Figura 4.18 – Cápsula colocada no aplicador Maxicap (3M ESPE, Brasil) levando o cimento no interior das coroas	60
Figura 4.19 – Coroas cimentadas	61
Figura 4.20 - Ciclagem térmica série 521 – 4D, Nova Ética, Brasil	62
Figura 4.21 – Espécimes prontos para serem submetidos ao teste de compressão	63
Figura 4.22 - Máquina de ensaio KRATOS com o espécime apoiado sobre sua base.....	63
Figura 4.23 – Centro da base do cilindro tocando o ápice da borda incisal dos caninos.....	64
Figura 5.1 - Gráfico representativo dos valores máximo, médio e mínimo da resistência às forças de compressão entre coroa hígida; coroa feldspática e coroa In Ceram	68
Figura 5.2 - Comparativo da resistência às forças de compressão entre dente hígido e coroa pura em porcelana feldspática	69
Figura 5.3 – Comparativo da resistência às forças de compressão entre dente hígido e coroa In Ceram	70
Figura 5.4 – Comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa pura em porcelana feldspática e coroa In Ceram	71
Figura 5.5 – Gráfico das medias das forças de compressão dos grupos de espécimes.....	72
Figura 5.6 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa metalocerâmica e coroa In Ceram.....	72
Figura 5.7 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa metalocerâmica reparada e coroa In Ceram.....	73
Figura 5.8 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa metalocerâmica reparada, coroa In Ceram e coroa metalocerâmica.....	74

Figura 5.9 – Gráfico das forças máximas de compressão do grupo de espécimes, comparados entre o presente trabalho com os resultados	75
Figura 6.1 - Fratura em dente hígido observando fragmento de esmalte.....	89
Figura 6.2 - Fratura longitudinal em dente hígido (inciso-cervical) sem separação dos fragmentos.....	89
Figura 6.3 - Fratura longitudinal em dente hígido (inciso-cervical) incluindo o terço cervical da coroa com separação dos fragmentos.....	90
Figura 6.4 - Porcelana feldspática - fraturas no sentido longitudinal (inciso-cervical), sempre restando aderido sobre o preparo parte da porcelana	90
Figura 6.5 - Porcelana feldspática - fraturas no sentido longitudinal (inciso-cervical) sem cimento Relyx Unicem aderido ao preparo ..	91
Figura 6.6 - Porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro-ceram) onde observamos fratura longitudinal inclusive do coping.....	91
Figura 6.7 - Fratura longitudinal em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro- ceram) onde observamos o coping íntegro	92
Figura 6.8 - Fratura longitudinal em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro- ceram) onde observamos o coping íntegro	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Resistência à compressão de coroas íntegras.....	65
Tabela 5.2 – Resistência à compressão de coroas feldspáticas.....	66
Tabela 5.3 – Resistência à compressão de coroas em porcelana Aluminizada infiltrada por vidro (sistema In Ceram)	66
Tabela 5.4 – ANOVA complementada com o teste de Tukey	67
Tabela 5.5 – Forças máximas de compressão e desvio padrão entre coroa hígida; coroa feldspática e coroa In Ceram	67
Tabela 5.6 – Forças máxima; média e mínima de compressão entre dente hígido e coroa feldspática e coroa In Ceram	68
Tabela 5.7 – Forças máximas de compressão entre dente hígido e coroa feldspática	69
Tabela 5.8 – Forças máximas de compressão entre dente hígido e coroa In Ceram medidas em	70
Tabela 5.9 – Forças máximas de compressão entre coroa feldspática e coroa In Ceram	71
Tabela 5.10 – Forças máximas de compressão comparadas entre o presente trabalho com os resultados obtidos por Chaves (2001) entre coroa Metalocerâmica e coroa In Ceram medidas em Kgf.....	73
Tabela 5.11 – Forças máximas de compressão comparadas entre o presente trabalho com os resultados obtidos entre coroa Metalocerâmica reparada e coroa In Ceram medidas em Kgf.....	74
Tabela 5.12 –Forças máximas de compressão, comparadas entre o presente trabalho, com os resultados obtidos entre coroa metalocerâmica reparada; coroa In Ceram e coroa metalocerâmica medidas em Kgf	75

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS	44
5 RESULTADOS.....	65
6 DISCUSSÃO	76
7 CONCLUSÕES	93
REFERÊNCIAS.....	95
ANEXOS	101

1 INTRODUÇÃO

A palavra cerâmica é originária da palavra grega *keramos* que significa argila. Dados encontrados há quase 13 mil anos mostram evidências dos primeiros indícios de cerâmica nas escavações do Vale do Nilo, Egito. Desde o século X, a China já dominava a tecnologia da arte em cerâmica, a qual apresentava estrutura interna firme e cor muito branca, chegando na Europa apenas no século XVII onde ficou conhecida como "louças de mesa". A partir de então, muito esforço por parte dos europeus foi dispensado a fim de copiar a composição da porcelana chinesa. Entretanto, somente em 1712 é que se descobriu o segredo dos chineses, que confeccionavam a cerâmica a partir de três componentes básicos: caulim (argila chinesa), sílica (quartzo) e feldspato (mistura de silicatos de alumínio, potássio e sódio) (Della Bona et al., 2004).

Assim, em 1720 os europeus desenvolveram uma porcelana fina e translúcida comparável à porcelana chinesa, composta por feldspato e óxido de cálcio como fundente, sendo que a queima era realizada em alta temperatura (Kelly et al., 1996).

Em 1774 o francês Alexis Duchateau, insatisfeito com sua prótese total confeccionada com dentes de marfim, decidiu trocá-las por novas próteses de cerâmica, por verificar a durabilidade e resistência ao manchamento e a abrasão deste material quando utilizado em utensílios domésticos. A contração incontrolável durante a queima levou Duchateau a buscar auxílio de um dentista chamado Nicholas Dubois de Chemant, que havia publicado um livro sobre dentes artificiais em 1788 e assim a arte das cerâmicas foi introduzida na Odontologia (Della Bona, 2009).

Antigamente, a confecção de uma restauração em porcelana ocorria sobre uma lâmina de platina adaptada sobre o troquel em gesso, que posteriormente era removida. Cerâmicas com maior translucência e menor resistência eram aplicadas sobre o corpo já obtido, a fim de complementar a restauração. Os resultados de adaptação eram satisfatórios, mas o quesito resistência ainda necessitava ser melhorado. As novas cerâmicas, além de facilitarem a técnica de confecção pelos

laboratórios de prótese, alcançaram a expectativa estética tanto do paciente quanto do profissional. Esta evolução fez surgir as porcelanas para ombro, as incrustações de cerâmica pura, cerâmicas fundidas injetadas nos moldes, as cerâmicas de alumina infiltrada por vidro de alta resistência para infra-estruturas de próteses parciais fixas e preparos escaneados para confecção de estruturas cerâmicas torneadas por computador. Finalmente estamos assistindo e nos utilizando de tudo o que esta tecnologia é capaz na produção de resultados estéticos espetaculares (Spreafico, 1996).

No final do século XIX surgiram as próteses parciais fixas em cerâmica, denominadas de coroas de jaquetas, que passaram a ser amplamente utilizadas, desde que foi patenteada e desenvolvida a técnica da folha de platina por Land em 1887 e descrita em 1903 (Della Bona, 2009).

Em 1956, Brecker adicionou-se leucita na formulação da porcelana visando aumentar o coeficiente de expansão térmica e possibilitar sua fusão com certas ligas áureas para confecção de coroas totais e próteses parciais fixas (PPFs) (Kelly et al., 1996; Della Bona, 2009).

Em 1965 Maclean e Hughes desenvolveram as coroas em cerâmica reforçada por óxido de alumínio (alumina), sendo que 1976 os autores também desenvolveram uma coroa de cerâmica a base de alumina sobre platina, que era mais resistente à fratura. (Kelly, 1996; Della Bona, 2009).

O desenvolvimento dos materiais dentários com suas propriedades físico-mecânicas possibilitou, de certa forma, maior preservação de estrutura dental. As exigências cada vez maiores tornaram para o profissional um grande desafio a obtenção de restaurações bem adaptadas nas áreas marginais que restabeleçam a forma e função do dente, reintegrando-o ao sistema estomatognático (Fischer et al., 2001).

Essa multiplicidade de materiais e de preparos pode dificultar a escolha pelo profissional ou induzi-lo a erros, os quais irão lhe refletir em menor durabilidade do trabalho. Portanto, é de extrema importância a seleção do caso e cuidados devem

ser tomados na fase dos preparos. A principal causa de fracasso nos materiais sem metal é a deficiência nos preparos cavitários e coronários, incluindo deficiências estéticas e fraturas (Craig; Powers, 2002).

Diante disso, esse trabalho pretende avaliar mediante ensaio de compressão axial, a resistência à fratura de coroas de porcelana aluminizadas representada pelo sistema In-Ceram e por uma porcelana feldspática, ambas cimentadas sobre dentes caninos e posteriormente comparadas com a resistência à fratura de coroas íntegras de caninos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para um melhor entendimento acerca do tema abordado, será realizado um breve relato sobre os sistemas cerâmicos utilizados neste estudo.

Diante desta evolução, no fim do século XX, diversos sistemas inovadores foram introduzidos no mercado, a fim de proporcionar a confecção de restaurações cerâmicas livres de metal. A partir de então, vários sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, sempre com o intuito de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material. Assim, o objetivo desse trabalho foi realizar uma revisão na literatura visando mostrar uma breve história da cerâmica dental, composição dos diversos sistemas e estrutura básica, além de enfatizar as principais características e limitações das porcelanas odontológicas mais atuais.

A cerâmica odontológica também denominada porcelana dental é conhecida por ser um material de aparência semelhante ao dente natural, devido sua adequada propriedade óptica e durabilidade química. Estas e outras qualidades, como excelente estética e dureza, possibilitaram o rápido desenvolvimento deste material no contexto científico quanto às suas propriedades, com o objetivo básico de tentar satisfazer o crescente aumento da exigência estética preconizada pela sociedade moderna.

Nas últimas décadas a preocupação com a estética, de modo global, passou a ocupar lugar de destaque em nossas vidas. Na odontologia não poderia ter sido diferente, os pacientes passaram a assumir a necessidade de possuírem um sorriso harmonioso como pré-requisito ao bom convívio em sociedade e conseqüente ascensão profissional. Desde a introdução do primeiro sistema de porcelana fundida sobre metal com êxito, a demanda por restaurações utilizando materiais cerâmicos vem crescendo progressivamente. Essa busca influencia diretamente os investimentos da indústria odontológica em materiais e técnicas restauradoras estéticas e, conseqüentemente, a atuação do profissional na sua prática clínica (Guerra et al., 2007).

As cerâmicas dentais são conhecidas pela sua excelente propriedade em reproduzir as características dos dentes naturais, por ser altamente durável, de ampla aceitação tanto do profissional quanto do paciente, biocompatibilidade, natureza refratária, inércia química, friabilidade e baixa resistência à tração, sendo que diversos estudos realizados visam melhorar a resistência à fratura das cerâmicas, destacando-se a união a metais (restaurações metal-cerâmicas), união a finos casquetes de ouro ou de platina via deposição de camada de estanho, trocas iônicas (Tuf-coat), inclusão de alumina ou zircônia nas cerâmicas para infra-estrutura (In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e In-Ceram *Spinel*), cerâmicas termo-injetáveis (IPS Empress), cerâmicas com alta densidade de alumina (Sistema Procera), cerâmicas de fundição (Cera Pearl, Olympus, Dicor e Dicor Plus) e adesão direta à estrutura dentária (facetas, onlays e inlays) (Gomes et al., 2008).

Atualmente a classificação mais utilizada para as cerâmicas dentais é aquela que as define de acordo com sua fase cristalina em feldspática, reforçada por leucita, aluminizada, com alto conteúdo de alumina, de zircônia e espinélio infiltrada por vidro, cerâmica vítrea e alumina densamente sinterizada (Gomes et al., 2008).

Segundo (Hämmerle et al., 2009) as cerâmicas odontológicas contemporâneas podem ser classificadas de acordo com a fase vítrea:

Cerâmicas com fase vítrea:

- ✓ Cerâmicas vítreas
- ✓ Cerâmicas infiltradas por vidro.

Cerâmicas sem fase vítrea:

- ✓ Óxido cerâmico (policristalino)= cerâmica de alta resistência.

HISTÓRICO

Porcelanas Feldspáticas

A porcelana feldspática é definida como um vidro, composta por feldspato de potássio ($\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), sendo que em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita (KAlSi_2O_6 ou $\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.4\text{SiO}_2$). Pode ser classificada de acordo com sua temperatura de fusão em: porcelana de alta fusão ($>1300^\circ\text{C}$), média fusão ($1101\text{-}1300^\circ\text{C}$), baixa fusão ($850\text{-}1100^\circ\text{C}$) e ultrabaixa fusão ($650\text{-}850^\circ\text{C}$) Craig e Powers (2004).

Em 1887, Land introduziu as coroas ocas de porcelana, confeccionadas sobre lâmina de platina. Desde então inúmeros sistemas de porcelana pura foram desenvolvidos. No entanto, as primeiras cerâmicas odontológicas (porcelanas feldspáticas), possuíam baixa resistência à tração e à fratura. (Roseblum; Schulman, 1997) não resistindo às forças mecânicas exigidas pelo sistema estomatognático (Huls, 1995).

McLean e Hughes em 1965, desenvolveram a primeira cerâmica odontológica aluminizada reforçada pelo aumento da fase cristalina, com a incorporação de 40% em peso de alumina à fase vítrea, o que resultou no dobro da resistência à flexão quando comparadas às cerâmicas feldspáticas convencionais (Della Bona, 2009).

Foram desenvolvidas na Inglaterra, às quais foram incorporadas alumina com o objetivo de melhorar a resistência das coroas de jaqueta (120 a 180 MPa) sem sacrificar a estética (Craig; Powers, 2002). Sua indicação visa à confecção de coroas de jaqueta de diversos tipos (camada de opaco, corpo de dentina, dentina gengival, *overlay* de esmalte e esmalte incisal), restaurações metalocerâmicas e totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (coroas, *inlays*, *onlays* e facetas laminadas) (Miyashita; Fonseca, 2004).

As cerâmicas convencionais geralmente compreende uma fase vítrea transparente, amorfa, circundada por uma fase cristalina onde quantidades variáveis de partículas cristalinas estão dispersas.

A incorporação dos cristais melhora:

- O espalhamento da luz e opacidade e, assim, a adaptação colorimétrica da fase vítrea transparente aos tecidos dentários duros.
- A estabilidade do material durante a sinterização.
- O controle do coeficiente de expansão térmica.
- A resistência da restauração final aos estresses funcionais da boca.

Assim a inclusão dos cristais melhora tanto o aspecto estético como a resistência dos materiais cerâmicos. Quanto maior a fase cristalina, maior a tenacidade do material cerâmico. Ao mesmo tempo, o reforço cristalino diminui a transparência dos materiais cerâmicos à custa da estética (Hämmerle et al., 2009)

Sistema cerâmico infiltrado por vidro - Sistema In-Ceram

A cerâmica In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) foi desenvolvida visando melhorar os problemas relacionados com a resistência a fratura e tenacidade. Sua composição consiste em 2 fases tridimensionais interpenetradas: uma fase de alumina (óxido de alumínio) e uma fase vítrea (à base de óxido de lantânio), sendo sua confecção baseada em alumina porosa que, posteriormente, é infiltrada por vidro. A resistência à tensão do coping de In-Ceram é 3 a 4 vezes melhor quando comparado à outras cerâmicas dentais (Giordano et al., 1995).

Outro tipo de cerâmica modificada é a infiltrada de vidro, que é utilizada como material de infraestrutura à base de Al_2O_3 que surgiu em 1987, pelo francês Sadoun (Hwang; Yang 2001).

Os sistemas cerâmicos mais recentes estão baseados no desenvolvimento de materiais de infra-estrutura com o intuito de substituir o metal, os quais, quando associados às porcelanas de cobertura (feldspáticas), proporcionam excelente resultado estético sem comprometer seu desempenho mecânico (Rocha et al., 2004).

Sendo assim, novos materiais e técnicas para confecção de restaurações puras foram introduzidos para substituir a infra-estrutura de metal, os quais ampliaram o leque de indicações para os materiais de cerâmica pura e, em certos casos, facilitaram o seu processamento (Craig; Powers, 2004).

De acordo com (Gomes, 2004), outras técnicas de confecção de restaurações cerâmicas surgiram na década de 90, como o sistema In-Ceram (Vita), onde um coping de alumina é confeccionado e sinterizado em troquel refratário, esta estrutura inicialmente porosa é infiltrada com um vidro viscoso que preenche os espaços existentes aumentando a sua resistência a flexão acima de 400MPa.

O sistema foi desenvolvido a partir de estudos na França utilizando um processo denominado de *slip casting*, no qual um pó de finas partículas com alto conteúdo de alumina é umedecido e aplicado sobre um modelo de gesso que por capilaridade retira a umidade excessiva, essa massa de material aglomerado é esculpida e parcialmente sinterizada, onde as pontas dos cristais se unem formando uma estrutura cristalina organizada, se assemelhando a um giz, pouco resistente, para proporcionar resistência a esse conjunto é realizada infiltração de vidro fundido que proporciona alta resistência ao conjunto (Miyashita; Fonseca, 2004).

Surgiram, assim, as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam basicamente por acrescentar uma maior quantidade da fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional. Diversos cristais têm sido empregados, como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia, os quais atuam como bloqueadores da

propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material (Conceição, 2005).

In-Ceram Alumina que foi introduzido no mercado em 1990, com propriedades mecânicas e clínicas favoráveis, aliados à baixa contração de sinterização, possuem excelente fidelidade marginal e altos níveis de justeza e de adaptação. Neste sistema a infra-estrutura obtida fornece resistência à flexão de 400 MPa e desadaptação marginal em cerca de 40µm. A alta porcentagem da alumina (85% em volume) torna a infra-estrutura opaca sendo muito utilizado para mascarar preparos escurecidos ou núcleos metálicos (Higashi et al., 2006).

In-Ceram Spinell é constituído por uma mistura de alumina e magnésio que recebem a infiltração de vidro em ambiente a vácuo. Ele é dotado de duas vezes maior translucência que a do In-Ceram Alumina devido a proximidade do índice de refração de sua fase cristalina, sua estrutura está muito próxima daquela oferecida pela dentina. Entretanto, o ganho em padrões estéticos tem seu preço com a perda de resistência em 20%, limitando suas indicações para coroas unitárias anteriores, facetas laminadas, inlays e onlays Kina (2005).

Em 1993 foi descrito o sistema cerâmico Procera Allceram (Nobel Biocare), o qual consiste na obtenção de uma infra-estrutura com 99,5% de alumina (Sphor; Conceição, 2005).

Com relação à adaptação marginal das restaurações obtidas a partir deste sistema tem-se até 24 µm de desadaptação para as coroas unitárias e 58 µm para as PPFs . Este sistema apresenta três variáveis, de acordo com o seu principal componente: alumina (Al_2O_3) – In-Ceram Alumina, *spinel* (MgAl_2O_4) – In-Ceram *Spinel* e zircônia ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{ZrO}_2$) – In-Ceram Zircônia. A In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany) apresenta em sua composição conteúdo de alumina variando entre 70 e 85% com resistência flexural de 236-600 MPa e resistência à fratura de 3, 1-4, 61 MPa/m^{1/2} . Esse sistema é indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, sendo o primeiro a confeccionar PPF de 3 elementos totalmente cerâmicos para a região anterior até canino. Entretanto, é necessária uma dimensão mínima para o conector, sendo preconizada 4 mm para o

sentido ocluso-gengival (OG) e 3 mm para o vestibulo-lingual (VL) . O sistema In-Ceram Zircônia é composto de cerâmica a base de alumina infiltrada por vidro, reforçada por óxido de zircônio (ZrO_2), cerca de 30-35%, o que proporciona maior resistência à flexão (421-800 MPa) , à fratura ($6-8 \text{ MPa/m}^{1/2}$) e opacidade semelhante às ligas metálicas , característica esta que contra-indica a confecção de PPF para a região anterior, onde a translucidez do material é o fator responsável pela estética. É indicado para coroa unitária posterior sobre dentes naturais ou sobre implantes posteriores e PPF posterior de três elementos, sendo necessário que o conector apresente uma dimensão mínima de 4-5 mm no sentido OG e 3-4 mm para o sentido VL. A cerâmica In-Ceram *Spinel* contém o espinélio de magnésio como principal fase cristalina, com traços de alfa-alumina que proporciona melhora na translucidez da restauração, devido ao baixo índice de refração do aluminato de magnésio e da matriz vítrea. Apresenta resistência à flexão variando de 280 a 380 MPa , sendo indicado para restaurações coronárias parciais e coroas unitárias anteriores (Della Bona et al., 2004).

Estudos longitudinais mostram a sobrevivência de 88%, em 5 anos, de 36 PPFs confeccionadas com o sistema In-Ceram Alumina 94,4% de sucesso, em 3 anos, de 18 PPFs de In-Ceram Zircônia, 99,1% de sobrevivência de 546 coroas In-Ceram colocadas tanto na região anterior como na região posterior durante um período de 6 anos (Olsson et al., 2003).

Brukl e Philip (1987) compararam a resistência à compressão de coroas cerâmicas. Foram confeccionados trinta troquéis de policarbonato preparados com 2,5° de convergência oclusal, 7mm de altura e término em ombro com ângulos internos arredondados. Trinta coroas cerâmicas foram fabricadas, sendo dez do tipo convencional, dez confeccionadas pela técnica de lâmina de platina e o restante contendo óxido de alumínio em sua estrutura (Cerestone[®]). Todas as coroas cerâmicas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Flek's[®] - Keystone). Os espécimes foram armazenados em água a temperatura ambiente por 48 horas e então submetidos ao teste de compressão em uma máquina de teste universal Instron. Os resultados mostraram que as coroas cerâmicas Cerestone[®] e convencionais não apresentaram valores de resistência estatisticamente diferentes

entre si. Ambas as coroas cerâmicas foram significativamente mais resistentes que as coroas confeccionadas pela técnica da lâmina de platina.

Scherrere et al. (1994) avaliaram a resistência de coroas cerâmicas (Ceramco[®] - Johnson & Johnson) cimentadas em troquéis com diferentes módulos de elasticidade. Também foi avaliado se diferentes extensões de coroas podem influenciar na resistência à fratura de coroas cerâmicas. O grupo 1 foi composto por troquéis de resina composta com módulo de elasticidade de 14GPa, o grupo 2 foi composto por troquéis de resina composta de 9,4GPa e o grupo 3 foi composto por troquéis de resina acrílica com módulo de elasticidade de 3,0GPa. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos que variaram dois tipos de extensões de coroas: coroas totais e coroas parciais envolvendo apenas a superfície oclusal preparada. Os troquéis foram fabricados a partir de modelos mestres e a cimentação foi realizada com cimento resinoso dual (Core cement[®], Dentsply – 6,44GPa) para todos os grupos. Os espécimes foram armazenados em uma sala a temperatura ambiente por 24 horas e resistência à fratura foi determinada através de uma máquina de teste Universal Instron, sendo a carga aplicada em três pontos da superfície oclusal das coroas a uma velocidade de 0,5mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que, independentemente da extensão da coroa, o valor de resistência à fratura foi significativamente maior para coroas cimentadas em troquéis com maior módulo de elasticidade (14 GPa), seguido pelas coroas cimentadas em troquéis com módulo de elasticidade de 9GPa e 3GPa, respectivamente. Comparando as coroas totais e parciais quando cimentadas em troquéis com menor módulo de elasticidade, as primeiras apresentaram a resistência duas vezes maior que as segundas. Quando os dois tipos de coroas foram cimentados em um troquel com maior módulo de elasticidade, não houve diferença estatisticamente significativa entre elas. Os autores concluíram que a resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas depende do módulo de elasticidade do substrato onde estão sendo fixadas. Tal resistência não é significativamente afetada pela extensão da coroa quando o material do troquel tem maior módulo de elasticidade (14GPa), mas sim quando este tem um módulo de elasticidade menor que 9GPa (Yoshinari; Dérand, 1994) avaliaram a resistência à compressão de coroas cerâmicas submetidas ou não à ciclagem mecânica. Quatro grupos de coroas totais cerâmicas foram utilizados no

estudo: sistema Vitadur[®] (Vita), IPS Empress[®] (Ivoclar - Vivadent), Dicor[®] (Dentsply) e In-Ceram[®] convencional (Vita). O grupo Vitadur[®] (Vita) utilizou três tipos de cimentos diferentes, sendo eles: fosfato de zinco (De Trey[®]), ionômero de vidro (Ketac Cem[®] – Espe) e cimento resinoso (Variolink[®] – Vivadent; Scotchbond multi purpose[®] – 3M). Os outros grupos utilizaram somente fosfato de zinco (De Trey[®]) para cimentação. Após a cimentação, todos os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas. Metade do grupo de coroas Vitadur[®] foi submetida diretamente ao ensaio de compressão, enquanto que a outra metade e os outros grupos testados passaram por uma ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica foi realizada em ambiente úmido e consistiu-se em 10.000 ciclos de carga entre 30 e 300N. Para o ensaio estático de compressão, uma esfera de 4,8mm de diâmetro foi posicionada entre a periferia e o centro dos espécimes e a carga foi aplicada a uma velocidade de 0,25mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que a resistência de coroas Vitadur[®] decresceu significativamente depois de submetidas à ciclagem mecânica. O valor médio de resistência à fratura destas coroas quando cimentadas com fosfato de zinco, sem passarem por ciclagem mecânica, foi de 1022N e quando passaram por ciclagem mecânica foi de 770N. As mesmas coroas, quando cimentadas com ionômero de vidro e cimento resinoso, apresentaram valores de resistência significativamente maiores que quando cimentadas com fosfato de zinco. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a resistência das coroas IPS Empress[®] (891N), Vitadur[®] (770N) e Dicor[®] (840N) quando cimentadas com fosfato de zinco. As coroas In-Ceram[®] cimentadas com fosfato de zinco, apresentaram-se significativamente mais resistentes (1060N) que os outros grupos testados, além de apresentarem dois modos de fratura: total e fratura da cerâmica de cobertura, permanecendo a infra-estrutura intacta.

Segui e Sorensen (1995), avaliaram a resistência à flexão de três pontos das cerâmicas Mark II (Vita), IPS Empress (Ivoclar), (Vita), In-Ceram Spinell (Vita) e In-Ceram Zircônia (Vita), utilizando como controle a cerâmica sem reforço cristalino Soda-lime Glass e a porcelana feldspática reforçada com leucita VMK 68 (Vita). A cerâmica In-Ceram Zircônia (603,7 MPa) apresentou os maiores valores de

resistência à flexão, enquanto as porcelanas de controle mostraram-se menos resistentes que todas as cerâmicas testadas.

Neiva et al. (1998), comparou in vitro a resistência a fratura de três sistemas cerâmicos: IPS Empress, In Ceram e ProCera All Ceram. Foram confeccionados sobre uma matrix de metal 30 modelos em resina simulando um preparo para coroa total sobre os quais foram confeccionadas 10 coroas em InCeram, 10 coroas em Procera e 10 coroas em IPS Empress com espessura de 0.5 mm. A cerâmica de cobertura foi de 1.0mm da axial e 2.5mm na oclusal. A superfície interna foram condicionadas com ácido e silanizadas antes da cimentação com cimento resinoso Panavia 21. Feito isso, foi realizado o teste de compressão até ocorrer a fratura. As médias obtidas foram: IPS Empress 222,45 Kgf, InCeram 218,8 Kgf, Procera 194,2 Kgf. O teste de Tukey mostrou não haver diferença estatística entre os grupos ($P < 0.05$).

Neiva et al. (1998) determinaram e compararam a resistência à fratura de três sistemas cerâmicos cimentados adesivamente, sendo eles IPS Empress (Ivoclar - Vivadent), Procera AllCeram (Nobel Biocare) e In-Ceram (Vita). Um troquel mestre de metal foi usinado para obter dimensões de um preparo para coroa total em pré-molar superior, com ombro de 1,0mm com ângulos internos arredondados e 2,5mm de redução oclusal. Foram reproduzidos trinta troquéis com resina de alta quantidade de carga. Após a confecção, das coroas as mesmas foram jateadas com óxido de alumínio. Posteriormente à confecção, as superfícies das coroas de IPS Empress foram limpas, condicionadas e silanizadas. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray). Os espécimes foram montados em uma máquina de teste universal Instron. Uma carga foi aplicada a uma velocidade de 0,5mm por minuto no centro da superfície oclusal de cada espécime. Após a fratura dos mesmos, a linha de cimentação foi medida em uma coroa de cada sistema cerâmico. Os resultados mostraram que quando o cimento resinoso foi utilizado não houve nenhuma diferença significativa entre IPS Empress, Procera e In-Ceram. A maior desadaptação foi registrada para coroas Procera e a menor foi encontrada nas paredes axiais do sistema In-Ceram. Concluiu-se que coroas IPS Empress cimentadas com cimento resinoso obtiveram média de resistência à fratura

tão alta quanto a dos outros materiais testados; a maior espessura de cimento foi encontrada para o sistema Procera, entre as paredes axiais do preparo e coroa.

Burke (1999) avaliou a resistência à fratura de coroas cerâmicas reforçadas por leucita (Fortress – Chameleon Dental) em dez pré-molares com preparos para coroas totais. Após a fabricação, as coroas foram condicionadas com ácido fluorídrico, silanizadas e cimentadas sobre os preparos com cimento resinoso dual Mirage (Chameleon Dental). Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão utilizando-se uma máquina de testes Instron. Os resultados mostraram que as coroas Fortress apresentarem um valor de resistência maior (880N) que o encontrado em um estudo prévio similar realizado com a porcelana feldspática Mirage (770N), apesar desta diferença não ser estatisticamente significativa.

Haselton et al. (2000) avaliaram em um estudo clínico, o desempenho de coroas In-Ceram (Vita) cimentadas há três anos, sendo a maior parte fixada com cimento fosfato de zinco. Setenta e um pacientes que receberam coroas In-Ceram foram reavaliados, sendo que quarenta e um compareceram à reavaliação. Os critérios avaliados foram integridade marginal, compatibilidade de matiz, cárie secundária, desgaste da coroa e dentes antagonistas e fraturas visíveis nas coroas. Alpha, Bravo e Charlie foram os critérios modificados da USPHS (*United States Public Health System*) usados para cada uma das cinco categorias de avaliação. Os resultados mostraram que 88% das coroas receberam a classificação Bravo para integridade marginal e 99% receberam Bravo quando a matiz foi avaliada. Somente 1% das coroas exibiram cáries secundárias e nenhuma coroa apresentava desgaste visível. Duas falhas irreparáveis foram encontradas nas regiões interproximais de duas coroas e uma coroa de molar foi substituída por fratura na infra-estrutura. Esta investigação demonstrou que coroas In-Ceram podem ser indicadas para restaurações de dentes anteriores e posteriores, e ainda, o cimento fosfato de zinco pode ser utilizado na cimentação de coroas cerâmicas infiltradas de óxido de alumínio.

Chain et al. (2000) dizem que no sistema In-Ceram não é utilizada uma liga como sub-estrutura, mas sim um casquete cerâmico de óxido de alumínio muito fino (4µm) que faz o papel do “copping” de uma coroa metalocerâmica. Aplica-se o óxido

de alumínio a fim de se construir o “copping” e faz-se a queima. Sobre este, é aplicado uma mistura de pó de vidro de lantânio e boro com água destilada, sofrendo uma nova queima. Com isto temos uma microestrutura com alto teor de dureza.

Chai et al. (2000) investigaram a probabilidade de fratura de quatro sistemas totalmente cerâmicos. Quatro sistemas, representando três materiais, foram incluídos no experimento: In-Ceram convencional (Vita), In-Ceram CAD/CIM (Vita), IPS Empress (Ivoclar – Vivadent) e Procera AllCeram (Nobel Biocare). Um troquel de metal simulando um incisivo central recebeu um preparo para coroa total e, a partir dele, foram confeccionados quarenta troquéis de resina. As coroas In-Ceram convencional, Procera e IPS Empress foram fabricadas através dos modelos de gesso obtidos a partir de impressões dos troquéis de resina. Já as coroas In-Ceram CAD/CIM foram fabricadas a partir da impressão óptica de um modelo de gesso escolhido aleatoriamente. Posteriormente à confecção das coroas, estas foram silanizadas e cimentadas com o cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray). Os espécimes foram montados em uma máquina de testes universal Instron e a carga compressiva foi aplicada a 45° da superfície palatina, com velocidade de 0,2mm por minuto até a fratura. Os modos de fratura foram: A = fratura da estrutura da coroa; B = fratura da coroa e troquel; C = fratura somente do troquel, abaixo do nível da coroa. As resistências a fratura variaram de 865N (In-Ceram CAD/CIM) a 1111N (IPS Empress). A resistência à fratura foi analisada a uma probabilidade de fratura de 10% (B10), não havendo diferenças significativas entre os grupos. Metade dos espécimes de cada grupo apresentou fratura apenas na estrutura cerâmica, enquanto que a outra metade apresentou fratura da estrutura cerâmica/troquel ou fratura somente do troquel. Concluiu-se que não houve diferença significativa em relação à probabilidade de fratura entre os quatro sistemas testados.

Outro tipo de cerâmica modificada é a infiltrada de vidro, que é utilizada como material de infraestrutura à base de Al^2O^3 que surgiu em 1987, pelo francês Sadoun (Hwang; Yang, 2001).

Casson et al. (2001) estudaram o efeito dos cimentos fosfato de zinco (Unodent[®]), ionômero de vidro (AquaCem – Dentsply) e resinoso (Permalute – Ultradent) na resistência à fratura de coroas cerâmicas a base de óxido de alumínio TechCeram (TechCeram). As coroas foram fabricadas manualmente em laboratório a partir de trinta pré-molares preparados e foram divididas em três grupos variando-se os agentes cimentantes. Dez dentes naturais foram utilizados como controle. Os dentes que receberam cimentação adesiva passaram por condicionamento ácido e aplicação de adesivo (PermaQuik Primer - Ultradent), enquanto que a *smear layer* foi deixada intacta nos dentes que receberam cimentação convencional. Foi realizado o ensaio de compressão (máquina Lloyd LR10K Fareham, UK), utilizando uma esfera de metal de 3mm de diâmetro posicionada no centro da fissura méso-distal dos espécimes. A carga foi aplicada a uma velocidade de 1mm por minuto até a fratura. Os dados mostraram que os dentes naturais apresentaram modo II de fratura (menos da metade da coroa perdida – 754N), as coroas cimentadas com fosfato de zinco apresentaram modo IV de fratura (mais da metade da coroa perdida – 1216N), as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram modos IV e V de fratura (fratura severa da coroa e/ou dente – 754N), e as coroas cimentadas com cimento resinoso apresentaram modo V de fratura (989N). Concluiu-se que a cerâmica a base de óxido de alumínio pode apresentar valores de resistência comparáveis a de um dente natural; os agentes cimentantes afetaram significativamente a resistência à fratura do material testado, sendo que os cimentos de fosfato de zinco e resinoso apresentaram valores significativamente maiores que o cimento ionômero de vidro; e ainda, as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram valores de resistência comparáveis aos dentes naturais (grupo controle).

Tinschert et al. (2001), determinaram a resistência à fratura de próteses parciais fixas de três elementos, confeccionadas com novos materiais cerâmicos para infraestruturas (IPS Empress, IPS Empress 2 – técnica de injeção sob pressão, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e DC-Zircon – técnica de CAD/CAM). Os resultados mostraram os maiores valores de resistência à fratura para as cerâmicas de zircônio parcialmente estabilizadas, sugerindo que elas possam ser indicadas para restaurações em regiões expostas a altos estresses, como nos molares. Porém, foi destacado que é preciso ter cuidado na extrapolação dos dados de laboratório para as situações clínicas porque muitas variáveis *in vivo* não estão

presentes, devendo haver estudos adicionais para assegurar que os resultados *in vitro* possam ser transferidos para as situações clínicas.

Webber et al. (2003) investigaram o efeito de diferentes espessuras de porcelana de cobertura na resistência à compressão de coroas Procera AllCeram (Nobel Biocare). Foram utilizados sessenta troquéis metálicos usinados com dimensões aproximadas às de um preparo para coroa total. Os troquéis foram divididos em três grupos: o grupo 1 foi composto por coroas Procera com 0,4mm de porcelana de cobertura (troquéis com 1mm de redução axial); o grupo 2 foi composto por coroas Procera com 0,9mm de porcelana de cobertura (troquéis com 1,5mm de redução axial); o grupo 3 funcionou como grupo controle e foi composto por coroas In-Ceram (Vita) com 0,9mm de porcelana de cobertura (troquéis de 1,5mm de redução axial). Os troquéis destinados à confecção de infra-estruturas Procera foram escaneados e os dados obtidos foram enviados para o laboratório central, na Suécia. As infra-estruturas In-Ceram foram fabricadas manualmente. Previamente à cimentação, os troquéis metálicos foram limpos e secos e sobre eles aplicou-se ED Primer (Kuraray). As coroas foram abrasionadas internamente com óxido de alumínio, silanizadas e tratadas com ED Primer (Kuraray). O agente cimentante escolhido para a cimentação de todas as coroas foi Panavia 21 TC (Kuraray). Após a cimentação, foi aplicada pressão constante sobre as coroas a uma carga de 5Kgf, e os espécimes foram submetidos ao teste de compressão, com carga inicial de 20N e célula de carga de 50KN. Os resultados de resistência à compressão dos grupos 1, 2 e 3 foram, respectivamente: 219 N, 240 N e 258 N, não havendo diferenças estatisticamente significantes entre eles. Concluiu-se que a variação na espessura da cobertura cerâmica de coroas Procera não produziu efeito em sua resistência à compressão.

Suárez et al. (2004). Observaram que as falhas clínicas relacionadas às PPFs, tinham origem na região dos conectores e interface entre o coping e faceta de porcelana. Outras causas para o insucesso das restaurações In-Ceram são: o coping delgado no aspecto vestibular para a região anterior e excessiva força oclusal parafuncional na região posterior.

Pallis et al. (2004) compararam a resistência à fratura e origem de falhas dos sistemas IPS Empress 2 (Ivoclar - Vivadent), Procera AllCeram (Nobel Biocare) e In-Ceram Zircônia (Vita). A partir de um troquel mestre de metal, foram confeccionados sessenta troquéis de resina com alto conteúdo de carga, que foram divididos em três grupos variando os três sistemas cerâmicos. Cinco coroas de cada grupo foram separadas para avaliação da espessura do cimento, infra-estrutura e material de cobertura. As infra-estruturas dos sistemas Procera e In-Ceram apresentaram 0,5mm de espessura, enquanto que as infra-estruturas de IPS Empress 2 apresentaram 0,7mm de espessura axial e 1mm de espessura oclusal. Após a fabricação, as coroas Procera e In-Ceram passaram por jateamento interno com óxido de alumínio e as coroas IPS Empress 2 foram condicionadas com ácido fluorídrico a 9,5%. Todas as coroas foram silanizadas com Clearfil (Morita) e cimentadas com Rely X (3M). O teste de compressão foi realizado em uma máquina universal Instron. Os resultados mostraram que as coroas In-Ceram Zircônia apresentaram a maior resistência à fratura (998 – 1183N), apesar de não ser significativamente maior que os outros materiais testados, e menor variação no modo de falha (80% de falha na divisão do infra-estrutura/cimento, 13,3% na divisão da cobertura/infra-estrutura e 6% na cúspide). A origem de falha mais comum encontrada para o sistema Procera aconteceu entre infra-estrutura e agente cimentante e para o sistema IPS Empress 2 aconteceu entre infra-estrutura e cobertura de porcelana. Houve uma grande variação entre a espessura de cimento em diferentes locais para IPS Empress 2. A medida de espessura de cimento para Procera e In-Ceram foi igual ou menor que para IPS Empress 2.

Os materiais cerâmicos encontram-se em pleno desenvolvimento tecnológico, visto que, nas últimas décadas, foram introduzidos no mercado novos sistemas cujas dureza e estética foram melhoradas através da incorporação de vidros cerâmicos e adição de cristais para reforço como o quartzo e a alumina. (Guerra, 2006)

As cerâmicas odontológicas são compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e substâncias não metálicas (silício, boro, flúor e oxigênio) caracterizadas por duas fases: uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A matriz vítrea é

composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), sendo que a proporção Si:O está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana (Della Bona et al., 2004). Já a quantidade e natureza da fase cristalina ditam as propriedades mecânicas e ópticas (Craig; Powers, 2004).

De acordo com (Gomes, 2004) “quando se substitui o lantânio aluminossilicato pelo spinell, se obtém uma estrutura mais translúcida, com melhor características ópticas, porém com menor resistência”.

In-Ceram Zircônia, foi elaborado para que fosse possível a restauração estética de dentes posteriores. O sistema totalmente cerâmico é composto por óxido de zircônia para confecção da infra-estrutura promovendo aumento da resistência à flexão e da tenacidade, reduzindo a propagação de trincas. Nesta técnica com a utilização de óxido de zircônio, aumenta-se a resistência e a opacidade do material, o que pode dificultar a obtenção de características ópticas adequadas (Gomes, 2004).

Além disso, a formulação da porcelana deve ser feita de modo a apresentar propriedades, como fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fratura (Della Bona et al., 2004).

Há insuficiente conhecimento sobre a resistência de coroas cerâmicas livres de metal fixadas em dentes naturais em comparação às coroas metalocerâmicas. O propósito deste estudo foi avaliar e comparar a resistência à fratura de coroas feitas de 3 diferentes maneiras de 2 sistemas de coroas de cerâmica pura: coroas com coping de óxido de alumínio com 0,4 mm e 0,6 mm, coroas de cerâmica de zircônio e coroas metalocerâmicas. Quarenta incisivos centrais superiores humanos intactos, não cariados, foram divididos em 4 grupos ($n=10$): Grupo MCC (testemunha), coroas metal cerâmicas (JRVT High Noble Alloy); Grupo AC4, coroa com 0,4 mm de óxido de alumínio (Procera AllCeram); Grupo AC6, coroa com 0,6 mm de óxido de alumínio (Procera AllCeram) e Grupo ZC6, coroa com 0,6 mm de cerâmica com zircônio (Prócer AllZirkon). Os dentes receberam preparos para coroa total onde foram cimentadas as coroas puras em porcelana. Um acabamento na linha do

ombro com profundidade de 1,0 mm foi usado como linha de ângulo interno arredondado. Todas as restaurações foram tratadas com o agente fixador (Clearfil SE Bond) e cimentadas com cimento adesivo modificado do monômero de fosfato (Panavia 21). A resistência à fratura foi testada com uma máquina de teste universal com uma velocidade de 2 mm por minuto em ângulo de 30° ao longo do eixo do dente após as restaurações terem sido armazenadas em 100% de umidade relativa do ar com uma solução salina por 7 dias. O tipo da fratura foi examinado visualmente, com as médias sendo avaliadas com análise estatística padronizada. As resistências médias às fraturas observadas não apresentaram diferenças estatísticas significativas entre os grupos. O modo da falha para todos os tipos foi fratura do dente natural (Potiket et al., 2004).

Segundo (Anusavice, 2005) as cerâmicas odontológicas podem ser classificadas pelo tipo, pelo uso ou pelo método de processamento.

Para (Conceição, 2007) a forma mais didática e objetiva é a classificação pelo tipo e em dois grandes grupos: cerâmicas convencionais representadas pelas cerâmicas feldspáticas e cerâmicas reforçadas.

Todas as cerâmicas odontológicas apresentam defeitos de superfície, também conhecidos como fendas de Griffith, que se formam durante o processo de fundição e sinterização. Portanto, o processo de fratura está associado com a propagação de fendas através do material cerâmico, e tudo que venha a reduzir, dificultar e/ou impedir essa propagação irá aumentar a resistência intrínseca da cerâmica. Diversos cristais têm sido empregados, como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia atuando com bloqueadores da propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração e compressão aumentando assim a resistência do material (Conceição, 2007).

Este sistema cerâmico com 69% de óxido de alumina e 31% de óxido de zircônio resulta em um aumento significativo da resistência à flexão, conferindo um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais cerâmicos, considerável melhora em resistência mecânica em detrimento das qualidades ópticas, conduzindo a um sistema sensivelmente opaco, onde suas indicações limitam-se para regiões

posteriores (Kina, 2005). A resistência do In-Ceram é cerca de três a quatro vezes maiores do que os primeiros materiais de alumina, uma descoberta que permitiu seu uso em situações de alta tensão (Hämmerle et al., 2009).

Segundo (Rocha, 2004) este sistema pode ser usado na obtenção de infraestruturas de coroas e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, anteriores e posteriores, de até três dentes. É apresentado em três formas: Spinell (uma mistura de alumina e magnésia), Alumina e Zircônia, possibilitando a fabricação de estruturas de várias translucências.

In-Ceram Zircônia é utilizado em regiões posteriores com grandes esforços mastigatórios e pouca necessidade estética, devido a sua alta resistência flexural e sua excessiva opacidade, com indicações para coroas unitárias posteriores e próteses fixas com três dentes posteriores. Com alta resistência a flexão de 687 MPa, o sistema está disponível em duas espessuras, 0,4 e 0,6 mm, sendo a mais espessa recomendada tanto para dentes anteriores como para dentes posteriores. Já a de maior espessura está indicada para incisivos, caninos e pré-molares. Quando houver a necessidade de mascarar dentes escurecidos ou núcleos metálicos deve-se optar pela espessura de 0,6 mm devido sua maior opacidade, resultado de sua maior espessura (Higashi et al., 2006).

As cerâmicas odontológicas mais recentes diferem das cerâmicas convencionais pela maior quantidade de cristais incorporada, levando ao aumento significativo na resistência do material. Uma vez que a incorporação dos cristais também aumenta a opacidade, as cerâmicas contemporâneas podem ser usadas apenas para a confecção de infraestruturas para restaurações cerâmicas. Assim como as infraestruturas metálicas, elas devem ser recobertas com material cerâmico translúcido (Hämmerle et al., 2009).

De acordo com (Hämmerle et al., 2009), a maioria das cerâmicas infiltradas por vidro possui um arca-bouço poroso de alumina, que é infiltrado, sendo assim reforçado com vidro de lantânio (líquido). Elas possuem uma microestrutura multifásica e são indicadas para infraestruturas de coroas unitárias de dentes anteriores e posteriores.

Segundo, Hämmerle et al. (2009) os fatores que determinam a resistência das restaurações cerâmicas odontológicas são determinados pela microestrutura (densidade, número de cristais) do material cerâmico. A presença de poros, microtrincas iniciais, ou impurezas na microestrutura é uma questão fundamental. Tais defeitos podem levar ao desenvolvimento de trincas que podem enfraquecer significativamente um material presumidamente estável.

Para se ter sucesso clínico os materiais cerâmicos devem atender aos seguintes requisitos:

- Elevada resistência flexural.
- Elevada tenacidade à fratura (reforço cristalino).
- Homogeneidade da microestrutura.
- Processamento sem defeitos (ideal: blocos confeccionados industrialmente).

CIMENTAÇÃO ADESIVA

A resistência dos materiais cerâmicos geralmente é descrita usando-se duas variáveis: a resistência flexural e a tenacidade à fratura.

A resistência flexural (MPa), ou resistência ao dobramento, é a carga vertical máxima que o material pode suportar sem se fraturar. A exposição contínua do material com defeito às forças ligeiramente ou muito abaixo da carga inicial de tracionamento pode resultar na propagação gradual da fenda. Essa propagação lenta, chamada de crescimento subcrítico da fenda a longo prazo, é uma das razões principais para as falhas das restaurações de cerâmica pura. Para impedir a falha clínica, os materiais odontológicos cerâmicos “fracos”, como as cerâmicas vítreas, devem ser reforçadas pela cimentação adesiva. (Hämmerle et al., 2009).

A união adesiva aumenta a resistência à fratura das restaurações em cerâmica pura. Num estudo *in vitro*, a resistência à fratura das coroas em cerâmica pura cimentadas com união adesiva foi tão alta quanto a das coroas metalocerâmicas. Para as cerâmicas com resistência baixa, o efeito de reforço da cimentação adesiva resulta em melhora significativa da performance clínica em longo prazo. Estudos clínicos demonstram que a sobrevida das cerâmicas vítreas cimentadas adesivamente são significativamente maiores do que as restaurações cimentadas de modo convencional (Hämmerle et al., 2009).

Nakabayashi, Kojima e Masuhara (1982), afirmaram ser necessário aproveitar as características hidrofílicas e hidrofóbicas dos monômeros e a capacidade de infiltração deles na rede de fibras colágenas, para promoção e aumento da força de união. Descobriram que o monômero infiltrava-se nas fibras colágenas expostas e polimerizava-se no local, formando uma zona mista ácido-resistente da resina permeada pelo monômero, denominada camada híbrida, considerada determinante da união da resina composta à dentina e que aumenta a resistência dessa união.

Mclean (2001) discutiu indicações e considerações clínicas de sistemas totalmente cerâmicos e apresentou dados obtidos através da avaliação in vivo de 729 coroas de In-Ceram Alumina (Vita) e In-Ceram Spinell (Vita) cimentadas desde fevereiro de 1990. O cimento a base de ionômero de vidro mostrou ser o material de escolha para a cimentação convencional de coroas In-Ceram, mas caso o cimento resinoso seja utilizado, o indicado é o Panavia 21 (Kuraray). Observou-se ainda que várias coroas exibiram micro-infiltrações e manchamento das margens quando cimentadas com fosfato de zinco. Houve fratura das coroas apenas quando foi utilizado o cimento fosfato de zinco.

Mjor e Ferrari (2002) relataram que a estrutura do cimento e da dentina abaixo da JAC formará um tipo inferior de camada híbrida, após o condicionamento ácido, devido a falta ou baixo número de túbulos e ramificações tubulares, predispondo a restauração a infiltração, desgaste do cimento, acúmulo de placa e possibilidade de desenvolvimento de cáries secundárias.

Lopes et al. (2002), via revisão de literatura, citaram que o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico modifica sua superfície, tornando-a mais receptiva à adesão pelas resinas. *Tags* de resina são formados nas microporosidades do esmalte condicionado, criando adesão resistente e duradoura, entretanto, uma adesão à dentina é ainda mais difícil de conseguir, devido a suas características biológicas, principalmente, seu maior conteúdo orgânico, sua estrutura tubular, presença de processos odontoblásticos e a presença de lama dentinária, formada imediatamente após o preparo cavitário.

No sistema In-Ceram, devido à sua estrutura, o condicionamento convencional com ácido fluorídrico não é eficaz sendo necessária a utilização de técnicas que modifiquem a estrutura para favorecer a adesão. Entre estas técnicas a mais utilizada é o sistema Rocatec e Cojet (3M-ESPE) que agrega superficialmente, através de jateamento de óxido de alumínio modificado, uma camada de sílica na composição, que efetiva melhor adesão, após aplicação do silano. (Gomes, 2004).

Meyer Filho e Souza (2005), por meio de revisão da literatura, descreveram as características gerais dos sistemas cerâmicos atuais e apresentaram fundamentos básicos para a adesão dessas cerâmicas, em protocolos objetivos e simplificados. Afirmaram que as cerâmicas ricas em sílica são sensíveis à sinalização e ao condicionamento com ácido hidrofluorídrico, sendo a adesão do cimento resinoso à cerâmica controlada primariamente pelo tratamento da superfície cerâmica.

Sensi et al. (2005), afirmaram que a cimentação adesiva tem papel determinante no desempenho clínico das restaurações cerâmicas, contudo, é necessário conhecer procedimentos adequados, baseados nas características, na composição e nas propriedades físicas de cada sistema cerâmico, antes de estabelecer a adesão, para obter uma união estável.

Classificaram os sistemas cerâmicos em sistemas condicionáveis e sistemas não condicionáveis.

Touati (1996) e Miyashita e Fonseca (2004) relataram que as restaurações indiretas permitem aos clínicos obter um melhor contato proximal, uma excelente morfologia oclusal e ainda uma ótima fidelidade marginal o que reduz a contração de polimerização do agente cimentante.

Valandro et al. (2005) realizaram um estudo para avaliar duas hipóteses: se a deposição de sílica afeta a resistência adesiva entre cerâmicas e cimento resinoso e se a resistência adesiva é afetada pelo tipo de cerâmica. Como resultados finais, constataram que a deposição de sílica na superfície cerâmica elevou os valores de resistência à microtração quando comparada ao jateamento com óxido de alumínio

empregando o cimento Panavia-F. Além disso, o In-Ceram Zircônia (com fase vítrea) apresentou maior resistência adesiva que o Procera AllCeram (sem fase vítrea).

Amaral et al. (2006) realizaram um estudo *in vitro* com objetivo de testar diferentes tratamentos superficiais em coroas de cerâmica In-Ceram Zircônia, que são coroas de cerâmicas a base de alumina infiltrada por vidro e reforçadas por zircônia. Nos grupos experimentais (n = 10), os corpos-de-prova foram submetidos a jateamento com partículas de Al₂O₃ com 110 µm por 20s (Grupo 1); no Grupo 2 as amostras foram submetidas previamente a jateamento com partículas de Al₂O₃ com 110 µm por 20s e, em seguida, jateadas por sílica com partículas de 110 µm por mais 20s; por fim, no Grupo 3 as amostras foram jateadas por sílica com partículas de 30 µm por 20s. Após análise estatística dos resultados obtidos para microtração dos espécimes, os autores observaram que o Grupo 1 apresentou valores estatisticamente diferentes e menores que os Grupos 2 e 3, os quais não apresentaram diferenças entre si.

Amaral et al. (2006) avaliaram o efeito de três métodos de condicionamento de superfície na resistência à microtração entre cimento resinoso Panavia F e a cerâmica In-Ceram Zircônia. Como resultado, relataram que a silicatização, independentemente do sistema utilizado, seguida de silanização, promoveu um aumento significativo na força de união entre cerâmica e cimento resinoso em comparação ao jateamento com óxido de alumínio.

O estudo do efeito do tratamento de superfície de restaurações de cerâmica pura infiltradas por vidro do sistema In-Ceram Zircônia também foi testado por (Della Bona et al., 2007a), que avaliaram a hipótese de que o sistema de silicatização (SCCojet, 3M-ESPE) produz valores maiores de resistência adesiva do que os demais tratamentos de superfície utilizados. Para testar tal hipótese foram confeccionados corpos-de-prova (n = 60) de cerâmica In-Ceram Zircônia. Os espécimes foram divididos em três grupos (n = 20), de acordo com o tratamento de superfície aplicado: I - ácido hidrofluorídrico a 9,5% por 1 minuto; II - jateamento com óxido de alumínio 25 µm por 10s; III - silicatização por 10s. Em seguida, foram aplicados silano e adesivo a fim de cimentar um cilindro resinoso. As amostras foram submetidas a testes mecânicos (cisalhamento e tração), que revelaram, após

análise estatística dos resultados, que o grupo III (silicatização) demonstrou aumento significativo na média de resistência adesiva em ambos os testes, confirmando a hipótese inicial.

A avaliação da estrutura topográfica da cerâmica In-Ceram Zircônia foi realizada por Della Bona et al. (2007a). Para esse fim, foram confeccionadas amostras experimentais de cerâmica IZ submetidas a diversos testes quantitativos e qualitativos. Os corpos-de-prova foram analisados em quatro situações distintas: polimento somente, condicionamento da superfície com ácido fluorídrico a 9,5% por 90s, jateamento com partículas de óxido de alumínio com 25 µm por 15s e jateamento com partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica com partículas de 30 µm por 15s. Os resultados da análise de rugosidade superficial demonstraram que os grupos A e B não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si; da mesma forma, os grupos C e D não apresentaram diferenças estatísticas entre si, porém apresentaram valores maiores que A e B e estatisticamente diferentes a estes.

Segundo Hämmerle et al. (2009) um pré-requisito crucial para o sucesso clínico da cimentação adesiva é o condicionamento adequado da restauração cerâmica e superfície dentária antes da adesão. O procedimento de adesão para as cerâmicas vítreas e os óxidos cerâmicos difere em função de suas composições. A necessidade de união adesiva nos óxidos cerâmicos é questionada em função de sua elevada resistência, já que a experiência clínica com essas cerâmicas é relativamente curta, atualmente não existem estudos mostrando se a cimentação convencional e a adesiva resultam em taxa de sobrevida comparáveis. Além disso, a escolha do sistema de cimentação para os óxidos cerâmicos é influenciada por outro fator importante: a retenção da restauração.

Soares et al. (2009) concluíram que apesar de os resultados de resistência de união reportados pela literatura não serem diretamente comparáveis devido às diferenças nas metodologias experimentais utilizadas, pode-se concluir que:

- As cerâmicas acidossensíveis (prensadas reforçadas por leucita ou dissilicato de lítio) são facilmente tratadas por condicionamento com ácido hidrofluorídrico seguido por silanização.
- A associação de silicatização, silanização e cimentação com cimentos resinosos à base de monômero MDP proporciona altos valores de resistência de união para as cerâmicas ácidorresistentes (infiltradas por vidro à base de óxido de alumina ou óxido de alumina e zircônio e aluminizada densamente sinterizada torneada por computador).

3 PROPOSIÇÃO

1 - Este estudo tem como objetivo avaliar a resistência à fratura de:

- a. Sistema cerâmico aluminizado infiltrado por vidro Vitro-Ceram (Angelus[®] – Brasil) + AllCeram[®] cerâmica da DeguDent para cobertura (www.dentsply.com.br)
- b. Porcelana feldspática Noritake[®] (Noritake Kisai CO., Limited, Nagoya, Japan)
- c. Coroa integra.
- d. Comparar os resultados deste trabalho através de gráficos e tabelas com os resultados obtidos por Chaves (2001) em sua tese, onde foi comparada a força de compressão necessária para a fratura entre:
Coroa metalocerâmica íntegra; coroa metalocerâmica reparada com resina composta e dente canino natural

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados para o experimento 30 dentes caninos superiores permanentes adquiridos junto ao banco de dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco onde estavam armazenados e mantidos de acordo com o protocolo de armazenamento e seleção de dentes humanos:

1. Lavagem prévia com água corrente, detergente neutro e esponja.
2. Remoção da sujidade remanescente.
3. Lavagem com água corrente, detergente neutro e esponja.
4. Separação e identificação dos dentes mantidos em recipientes contendo água deionizada trocada semanalmente
5. Armazenamento sob refrigeração a 4°C.

Estes dentes foram submetidos ao Comitê de Ética em Pesquisa - CEP da Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco (Anexo A) sendo aprovado conforme protocolo CAAE: 0157.0.142.000-09 e foram conservados em solução fisiológica a 0,9% em temperatura ambiente. Vinte dentes caninos receberam preparo para coroa total metal free (livre de metal), usando pontas diamantadas KG Sorensen para alta rotação e dez coroas de dentes caninos permaneceram íntegras

4.2 Obtenção dos corpos de prova

Os espécimes dos caninos hígidos foram submetidos ao corte da porção apical de suas raízes com disco de carburundum, sob refrigeração de água (Labcut 1010 – Extéc Erios, São Paulo, Brasil) fazendo com que todos os espécimes

tivessem comprimento total de aproximadamente 15 mm. Estes espécimes então foram fixados pelo terço médio de suas raízes no centro de uma base em PVC com 15 mm de diâmetro por meio de cera utilidade (Figura 4.1). Em seguida um tubo de PVC (15mm x 32mm) foi posicionado sobre esta base e a resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico Ltda, São Paulo, Brasil) em sua fase plástica foi vertida em seu interior até atingir a proximidade da linha esmalte-cimento de todos os espécimes (Figura 4.2). E assim aguardou-se o término do ciclo de polimerização.



Figura 4.1 – Dente natural posicionado na base de PVC



Figura 4.2 – Tubo de PVC posicionado sobre a base

Preparo do canino: (Figuras 4.3 e 4.4)

- a)** Término cervical do preparo localizado na união esmalte-cimento, em forma de chanfro largo, criado com o uso da ponta diamantada tronco-cônica nº 4138, com espessura aproximada de 1,5 mm em toda a extensão do preparo.
- b)** Redução da face vestibular em aproximadamente 1,5mm determinada pelo diâmetro da ponta diamantada nº 4138 obedecendo seus planos de inclinação da face vestibular (terço cervical, médio e incisal). Na região cervico lingual, este desgaste será de aproximadamente 1,0mm.
- c)** Para o desgaste da borda incisal, foi usada a ponta diamantada nº 4138 em uma profundidade de 1,5mm produzindo assim espessura suficiente para as bordas incisais reproduzidas em porcelana.

- d)** O desgaste das faces proximais foi feito com ponta diamantada tronco- cônica nº 4138 criando um paralelismo entre elas, com inclinação de 6 a 10° aproximadamente.
- e)** A face lingual do canino teve sua redução feita com ponta diamantada em forma de pêra nº 3118 em aproximadamente 1,5mm. No acabamento do preparo foram utilizados discos de lixa de granulação fina e brocas multilaminadas em baixa rotação, importantes para uma melhor definição do término cervical do preparo.



Figura 4.3 – Detalhe do preparo: vista oclusal



Figura 4.4 Detalhe do preparo: vista vestibular

4.3 Divisão dos corpos de prova

Com os vinte espécimes prontos foram divididos em 3 grupos com 10 coroas cada, denominados de grupo 1, grupo 2 e grupo 3.

Os preparos foram duplicados em laboratório de prótese dentária com o material de duplicação baseado em silicones de endurecimento por adição de extrema precisão Stern Tek[®] importado pela Sterngold Implamed do Brasil LTDA (Lote: 623691 Validade: 04 – 2012) (Figuras 4.6 a 4.10). Posteriormente foram revestidos com material de revestimento refratário para troquéis Duravest[®] da empresa Polidental LTDA Pó (Lote: 24396 Fabricação: 06/05/09) Líquido (Lote: 24655 Fabricação: 01/06/09) (Figuras 4.5; 4.11 e 4.12).



Figura 4.5 – Revestimento refratário



Figura 4.6 – Silicone de duplicação

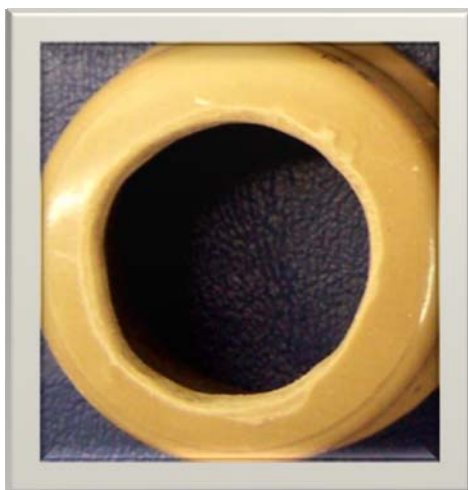


Figura 4.7 – Luva de PVC preparada



Figura 4.8 – Luva posicionada sobre o espécime onde será vazado o silicone de duplicação Stern Tek



Figura 4.9 – Silicone vazado aguardando endurecimento



Figura 4.10 – Moldagem obtida



Figura 4.11 – Revestimento refratário vazado na moldagem



Figura 4.12 – Resultado obtido

Grupo 1

Foram utilizados dez dentes hígidos de caninos superiores permanentes, isentos de cárie ou restaurações.

Grupo 2

Sobre os preparos do grupo 2 com numeração de 11 a 20 foram realizadas as construções de dez coroas em Porcelana feldspática *Noritake*[®] (*Noritake Kisai* CO., Limited, Nagoya, Japan), EX-3 Dentina A3B (lote: C8769 Val: 10/2018); EX-3 Incisal E3 (Lote: C9228 Val: 10/2018) e EX-3 Forming Liquid (lote: C309 Val: 12/2009) (Figura 4.13).

A confecção das coroas obedeceu os seguintes passos segundo o fabricante: Aplicação da porcelana com pincel Tanaka, inicialmente reproduzindo dentina e esmalte e terminando com esmalte incisal, diretamente sobre o troquel refratário. O Troquel refratário foi submetido a sinterização no forno.(Forno Phoenix 7 - Quick Cool Fabricante: Ceranco, Burlington NJ USA).

1ª QUEIMA :

tempo de secagem 6"

pré-aquecimento 2

temperatura de 600° a 920°

Velocidade de aquecimento: 45° por minuto

2ª QUEIMA DE CORREÇÃO :

obedece os mesmos passos da 1ª queima.

Após a cocção da cerâmica, as coroas foram retiradas do forno, aguardando-se o resfriamento à temperatura ambiente quando então iniciou-se o acabamento da porcelana:

Inicialmente com pontas diamantadas de granualção fina Stormfire 3012F, 7211 3203 F. Finalizando com pedras montadas de carborundum HP 20 e HP 28, fabricante Shofu, Kiyoto , Japan.

Logo após o acabamento iniciou-se o procedimento de glazeamento onde as coroas foram levadas novamente ao forno por 5 minutos onde se deu a secagem das coroas a uma temperatura de 700 a 900° com uma velocidade de aquecimento de 55° por minuto.



Figura 4.13 - Coroa em porcelana feldspática

Grupo 3

Sobre os preparos do grupo 1 de numeração 1 a 10 foram realizadas as construções de dez coroas no Sistema cerâmico aluminizado infiltrado por vidro Vitro-Ceram (Angelus[®] – Brasil) Pó: (Lote: 11027; Fab: 01/08 a 10/09) Liq: (Lote: 8085; Fab: 07/08a10/09) +Ducera AllCeram[®] cerâmica para cobertura . (Degudent:

GmbH, Rodenbacher Chausse 4, Hangu – Wolfgang, Germany). Lote: 29525, validade: 06/2020.

A confecção das coroas obedeceu os seguintes passos segundo o fabricante:

Sobre os modelos foi aplicado com um pincel, uma fina camada de isolante para gesso sobre a linha de término e sua área circundante.

Preparo da alumina (barbotina)

Com o pó de alumina, líquido de mesclar e o aditivo vitro-ceram, foi preparado a pasta de Alumina seguindo orientações do fabricante.

Com o auxílio de um pincel foi aplicada a barbotina, acompanhando o formato do preparo para a obtenção dos copings e os excessos removidos com um bisturi.

Trinta minutos após a aplicação da barbotina o modelo com a estrutura de alumina (coping) foi colocado no forno (Alumini 12H – EDG) à temperatura de 100 a 110°C, por 5 minutos para que ocorra a secagem por completo.

Sinterização:

Os copings foram levados ao forno de sinterização obedecendo os seguintes passos:

Foi feito um pré aquecimento até que o forno alcance 120°C, mantendo-o nessa temperatura por 6 minutos.

Primeira queima:

Temperatura 1 – 350°C

Velocidade 1 – 20°C por minuto

Patamar 1 – 20 minutos

Segunda queima:

Temperatura 2 – 1120° C

Velocidade 2 – 30° C por minuto

Patamar 2 – 1 hora e 30 minutos.

O acabamento (escultura) foi feito com brocas diamantadas finas em baixa rotação e com leve pressão para que todos os copings fiquem com espessura mínima de 0,5 mm em todas as superfícies e discos de borracha para o ajuste das bordas cervicais.

Infiltração do vidro:

Foi misturado o pó de vidro com água destilada até a obtenção de uma pasta de consistência média e aplicado uma camada espessa do agregado de vidro (1 a 2mm) sobre a superfície externa do coping, deixando 0,5mm de borda livre. Os copings então foram levados novamente ao forno (Dekema – Austromat – Keramiköfen) obedecendo as seguintes temperaturas.

Pré aquecimento até que o forno alcance 120°C, mantendo-o nessa temperatura por 6 minutos.

Primeira Queima:

Temperatura 1 – 350° C

Velocidade 1 – 20° C por minuto

Patamar 1 – 20 minutos

Segunda queima:

Temperatura 2 – 1.100° C

Velocidade 2 – 30° C por minuto

Patamar 2 – Uma hora trinta minutos

Acabamento do coping:

Foi feito com uma pedra montada com diamante de granulação grossa, brocas específicas para desgaste e acabamento de alumina e jateamento com óxido de alumínio de 50 micra e pressão de 1,5 bar.

Controle da queima do vidro: este passo visou eliminar as sobras de vidro não infiltrado sobre o coping. Os espécimes foram levados novamente ao forno com a seguinte programação:

- Pré-aquecimento a 580° C
- Elevação da temperatura a 80°C por 5 minutos até 980°C
- Permanência a 980°C por 5 minutos.

Em seguida foi aplicada, de acordo com as instruções do fabricante sobre o coping, uma cerâmica compatível com a estrutura de alumina, (Ducera AllCeram[®] cerâmica para cobertura, Degudent: GmbH, Rodenbacher Chausse 4, Hangu – Wolfgang, Germany), de acordo com a anatomia e função do dente a ser confeccionado.



Figura 4.14 - Coroa em Vitro Ceram

4.4 Cimentação das coroas

Nesta fase, com o objetivo de padronizar a cimentação para todos os vinte espécimes optou-se pelo cimento auto-adesivo de tripla presa, RelyX Unicem (3M ESPE Dental Products Seefeld – Germany) lote: 238734, Validade: 2009/2010 que dispensa qualquer tratamento prévio do elemento dental (Figura 4.15). Seu mecanismo de adesão se faz por meio da reação entre a matriz orgânica do cimento, composta por metacrilatos de ácidos fosfóricos multifuncionais, e a porção inorgânica da estrutura dentária, hidroxiapatita. Logo após sua manipulação, RelyX Unicem apresenta pH próximo de dois, o que promove uma remoção parcial da

smear layer sem abrir os túbulos dentinários reduzindo a sensibilidade pós-operatória e as reações pulpare.

Foi feita limpeza dos preparos com pedra pomes e água, lavados e secos com jatos de ar isento de umidade e óleo, Estes espécimes não receberam nenhum tratamento adesivo seguindo assim orientação do fabricante.

Já as coroas em porcelana feldspática pelo alto teor de sílica em sua composição, foram tratadas da maneira tradicional ou seja: condicionamento com ácido fluorídrico, silano e adesivo sempre respeitando as orientações do fabricante. Para as coroas feitas com material cerâmico aluminizado infiltrado por vidro - Vitro-Ceram, por terem uma quantidade de matriz orgânica muito pequena o ácido fluorídrico poderia desintegrar o coping além disso, a pequena quantidade de sílica na matriz não garante uma efetiva ação do silano na união com o cimento resinoso. Porisso foi feito um jateamento com óxido de alumínio 40µm e pressão de 2,8 bar como tratamento mecânico, limpeza da superfície com álcool e secagem com ar isento de umidade e óleo, seguindo instruções do fabricante.

A manipulação do cimento foi realizada como manda o fabricante ou seja:

A cápsula do cimento resinoso (RelyX Unicem, 3M, Brasil) foi rompida no ativador (Aplicap, 3MESPE, Brasil) (Figura 4.16). E posteriormente foi colocada no amalgamador de cápsulas (Amalga Mix II - Gnatus, Brasil) por 14 segundos para a sua manipulação (Figura 4.17). Com o aplicador (MaxiCap, 3MESPE, Brasil) o cimento foi inserido no interior das coroas (Figura 4.18). Posteriormente foram colocadas sobre os preparos e mantidas sob pressão até fase inicial da polimerização quando então foi retirado os excessos de cimento com um explorador e fotopolimerizado por 20s cada face do dente com aparelho, fotopolimerizador LED sem fio (Radii, SDI - Austrália 1400 mW/cm², 400 - 480 nm) como manda o fabricante (Figura 4.19).



Figura 4.15 – Sistema completo de cimentação RelyX Unicem (3M ESPE)



Figura 4.16 – O ativador Aplicap – (3M ESPE, Brasil) rompendo a cápsula do cimento



Figura 4.17 – Cápsula sendo manipulada em amalgamador po 14 segundos

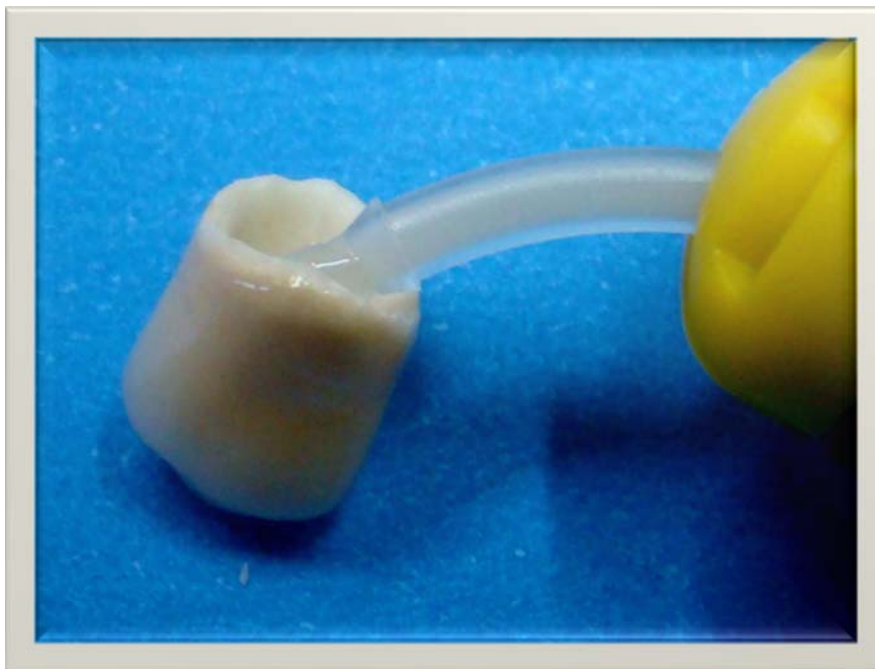


Figura 4.18 – Cápsula colocada no aplicador Maxicap – (3M ESPE, Brasil) levando o cimento no interior das coroas

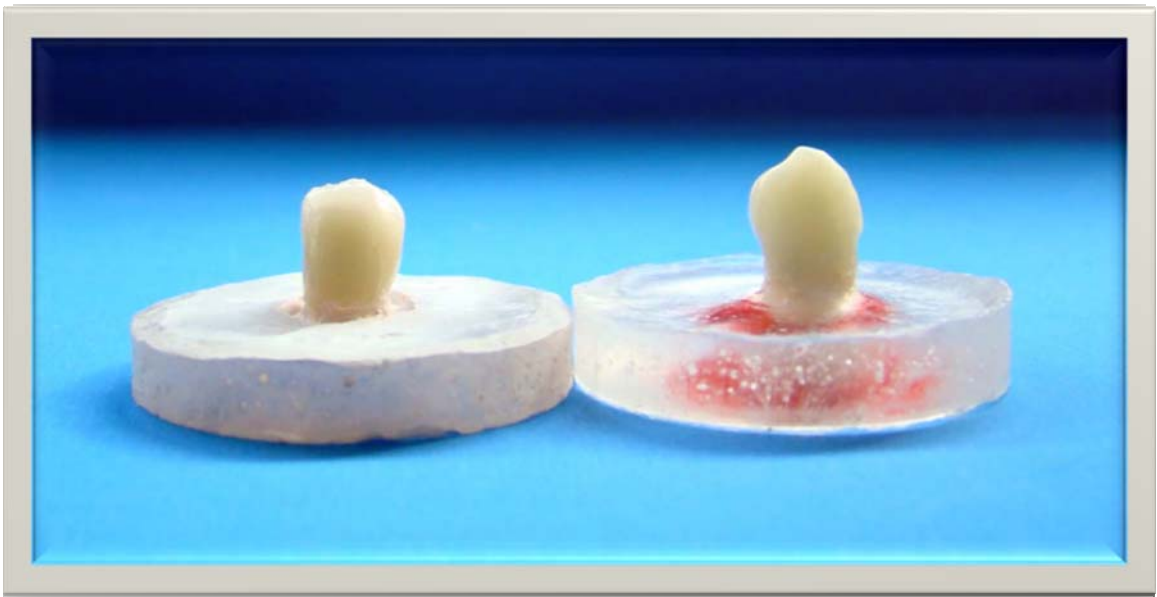


Figura 4.19 – Coroas cimentadas

4.5 Termocilcagem

As amostras foram submetidas à termocilcagem com 1000 ciclos e variação da temperatura de 5° a 55° (Ciclategm térmica série 521 – 4D, Nova Ética, Brasil), no laboratório do departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, (Figura 4.20) para que haja o “envelhecimento” das amostras, buscando simular as interpéries bucais, criando tensões na interface devido ao coeficiente térmico linear (expansão e contração), favorecendo a fadiga e o crescimento de fendas no interior do material cerâmico.



Figura 4.20 - Ciclatem térmica série 521 – 4D, Nova Ética, Brasil

4.6 Ensaio de resistência à fratura por compressão axial

Os preparos foram armazenados a 37 °C em um ambiente a 100% de umidade (Estufa Orion de cultura 502, Fanem, Brasil), por sete dias.

Findo este período, o ensaio de compressão foi realizado no laboratório do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo onde os espécimes foram posicionados na mesa de apoio da máquina de ensaio universal KRATOS, com célula de carga de 300 kgf, velocidade de carregamento de 0,5 mm por minuto e carga inicial correspondente a 3% da carga máxima (Figura 4.22).

No teste foi empregado um cilindro de 2,8 mm de diâmetro, fazendo com que sua base toque as amostras das coroas cerâmicas e dos dentes naturais no ápice da borda incisal (Figura 4.23).

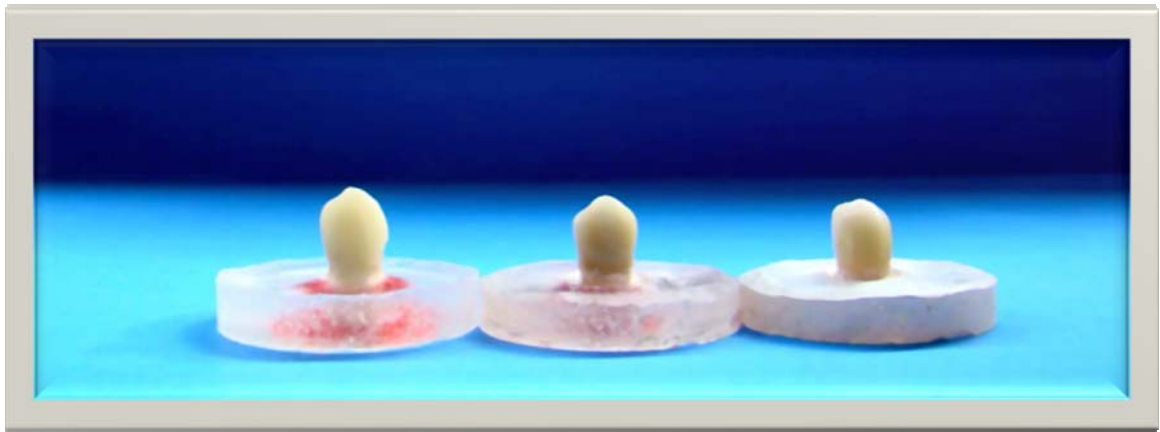


Figura 4.21 – Espécimes prontos para serem submetidos ao teste de compressão



Figura 4.22 - Máquina de ensaio KRATOS com o espécime apoiado sobre sua base

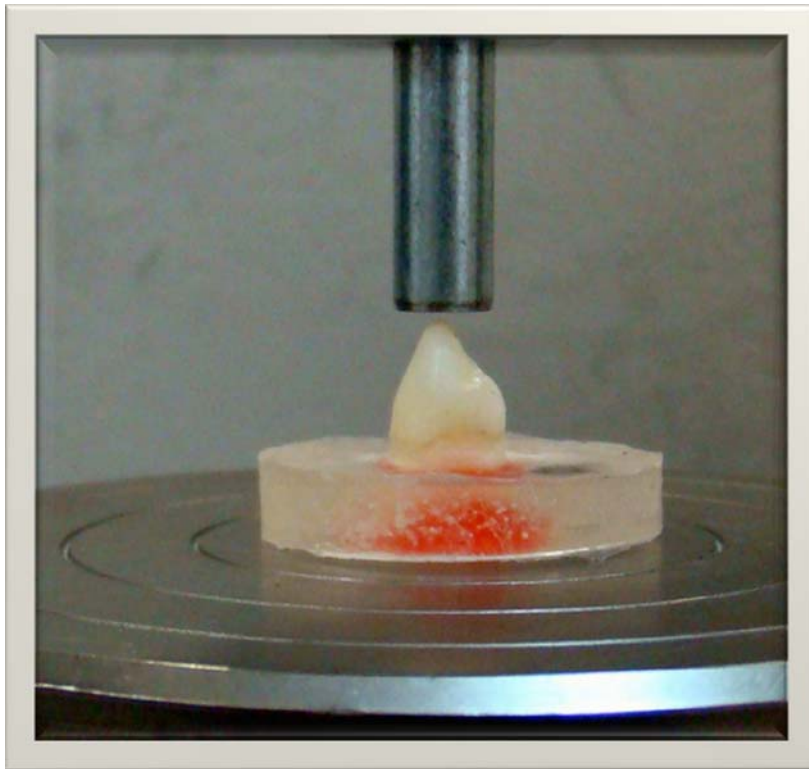


Figura 4.23 – Centro da base do cilindro tocando o ápice da borda incisal dos caninos

4.7 Análise Estatística

Os dados obtidos foram analisado com a análise de variância (ANOVA) e complementadas com o teste de Tukey.

5 RESULTADOS

Foram usados neste experimento 10 coroas puras em porcelana Feldspática, 10 coroas em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (sistema In Ceram) e 10 coroas de caninos híidos. Os resultados do ensaio de resistência à força de compressão para os grupos foram registrados em Kgf conforme tabelas 5.1; 5.2 e 5.3 e submetidos à análise de variância (ANOVA) complementadas com o teste de Tukey (5.4).

Não houve diferença estatística entre os grupos 1 (dente híido) e 3 (In Ceram). Apenas o grupo 2 (feldspática) apresentou diferença significativa com os outros 2 grupos ($p < 0,01$).

Tabela 5.1 – Resistência à compressão de coroas íntegra

DENTE HÍIDO	Kgf
1	126,3
2	105,8
3	102,9
4	98,8
5	85,7
6	88,6
7	103,6
8	150,4
9	100,3
10	92,4

Tabela 5.2 – Resistência à compressão de coroas feldspáticas

FELDSPÁTICA	Kgf
11	90,5
12	53,2
13	36,4
14	38,7
15	32,3
16	31
17	46,2
18	56,2
19	52,7
20	40,8

Tabela 5.3 – Resistência à compressão de coroas em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (sistema In Ceram)

IN CERAM	Kgf
21	122,1
22	70,5
23	61,7
24	55,3
25	124,3
26	124,8
27	66,8
28	79,1
29	111,9
30	73,4

Tabela 5.4 – ANOVA – Análise de variância comparada com teste de Tukey

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	2	17.7 e+03	88.3 e+02
Erro	27	13.3 e+03	493,308
F =	17,8912		
(p) =	< 0.0001		
Média (Coluna 1) =	105,48		
Média (Coluna 2) =	47,8		
Média (Coluna 3) =	88,99		
Tukey:	Diferença	Q	(p)
Médias (1 a 2) =	57,68	8,2123	< 0.01
Médias (1 a 3) =	16,49	2,3478	Ns
Médias (2 a 3) =	41,19	5,8645	< 0.01

Tabela 5.5 – Tabela de forças máximas de compressão e desvio padrão entre coroa hígida; coroa feldspática e coroa In Ceram

	Dente hígido	Coroa feldspática	Coroa In Ceram
Força máxima de compressão	105,48	47,8	88,99
Desvio Padrão	19,38010435	17,42871194	28,29446

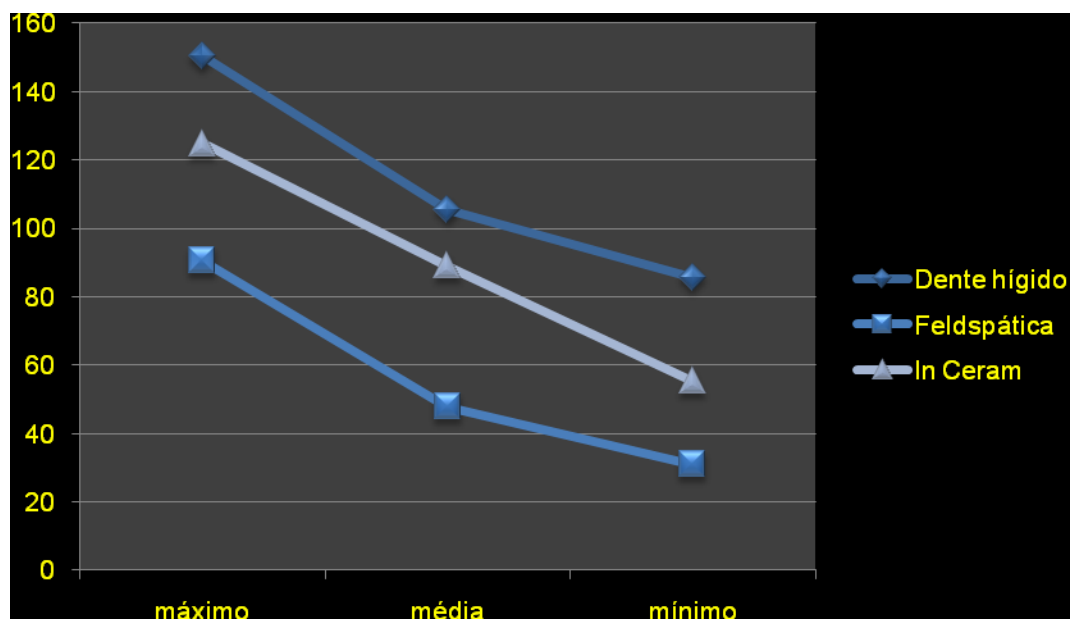


Figura 5.1 – Gráfico representativo dos valores máximo, médio e mínimo da resistência às forças de compressão entre coroa hígida; coroa feldspática e coroa In Ceram

Tabela 5.6 – Forças máxima; média e mínima de compressão entre dente hígido e coroa feldspática e coroa In Ceram medidas em Kgf

Forças de Compressão	de		máximo	média	mínimo
Dente hígido	Kgf		150,4	105,48	85,7
Feldspática	Kgf		90,5	47,8	31
In Ceram	Kgf		124,8	88,99	55,3

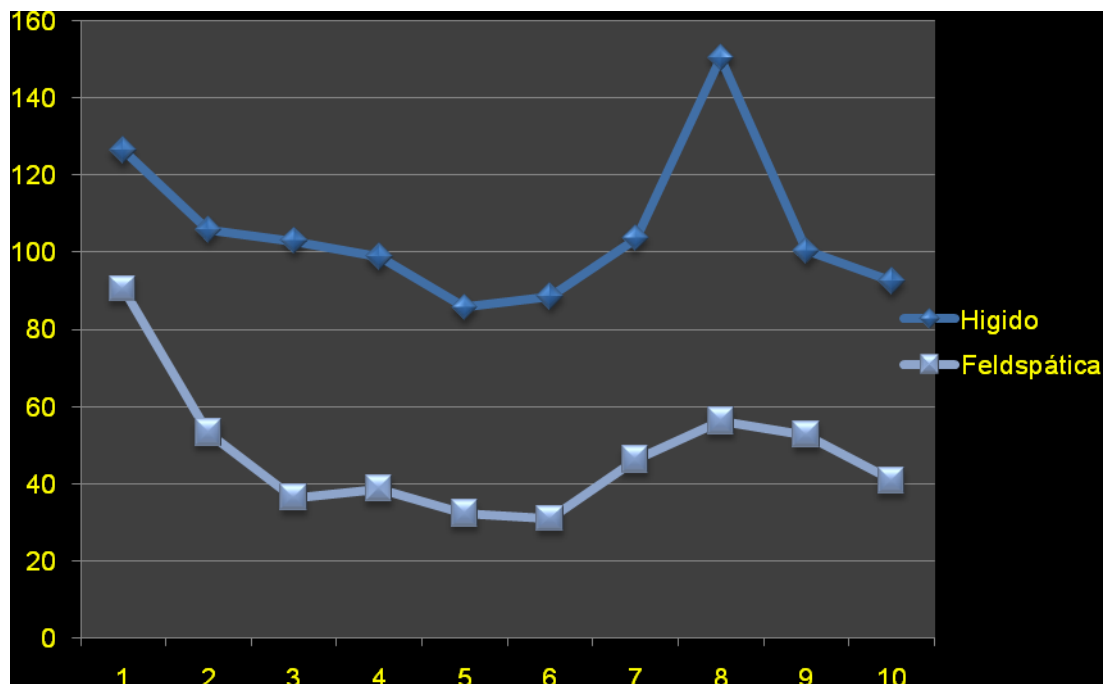


Figura 5.2 - Comparativo da resistência às forças de compressão entre dente hígido e coroa pura em porcelana feldspática

Tabela 5.7 – Forças máximas de compressão entre dente hígido e coroa feldspática medidas em Kgf

Hígido	kgf	Feldspática	Kgf
1	126,3	11	90,5
2	105,8	12	53,2
3	102,9	13	36,4
4	98,8	14	38,7
5	85,7	15	32,3
6	88,6	16	31
7	103,6	17	46,2
8	150,4	18	56,2
9	100,3	19	52,7
10	92,4	20	40,8

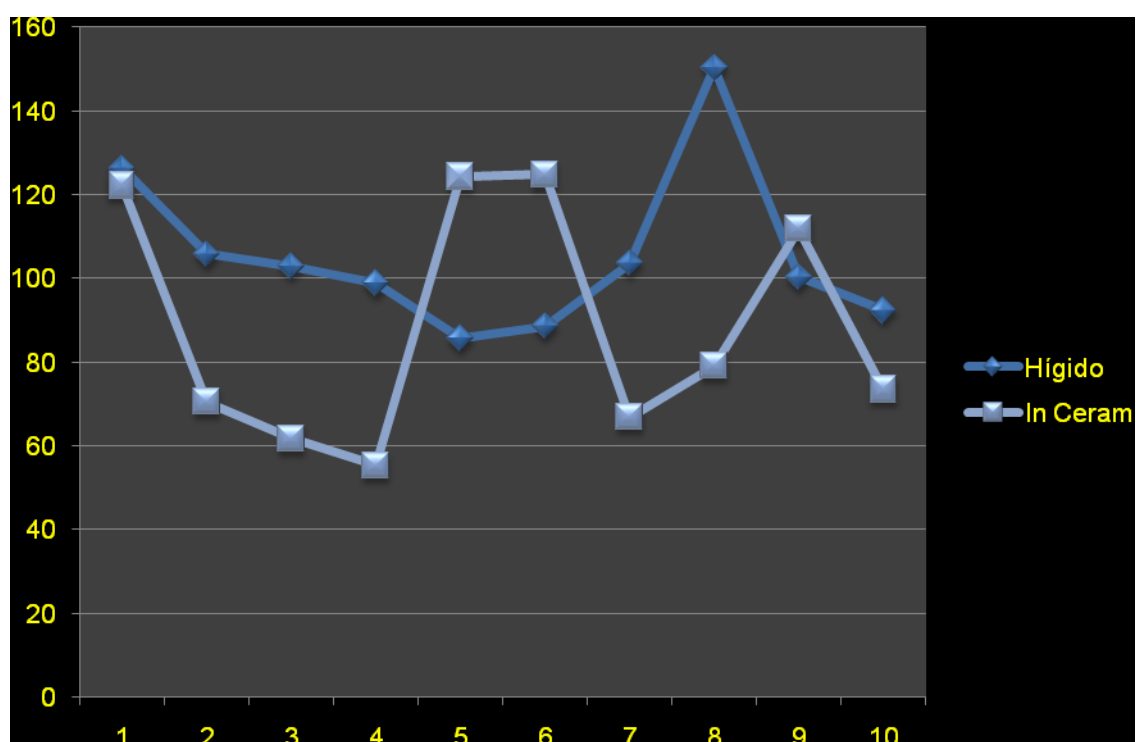


Figura 5.3 – Comparativo da resistência às forças de compressão entre dente hígido e coroa In Ceram

Tabela 5.8 – Forças máximas de compressão entre dente hígido e coroa In Ceram medidas em Kg

Hígido	Kgf	In Ceram	Kgf
1	126,3	21	122,1
2	105,8	22	70,5
3	102,9	23	61,7
4	98,8	24	55,3
5	85,7	25	124,3
6	88,6	26	124,8
7	103,6	27	66,8
8	150,4	28	79,1
9	100,3	29	111,9
10	92,4	30	73,4

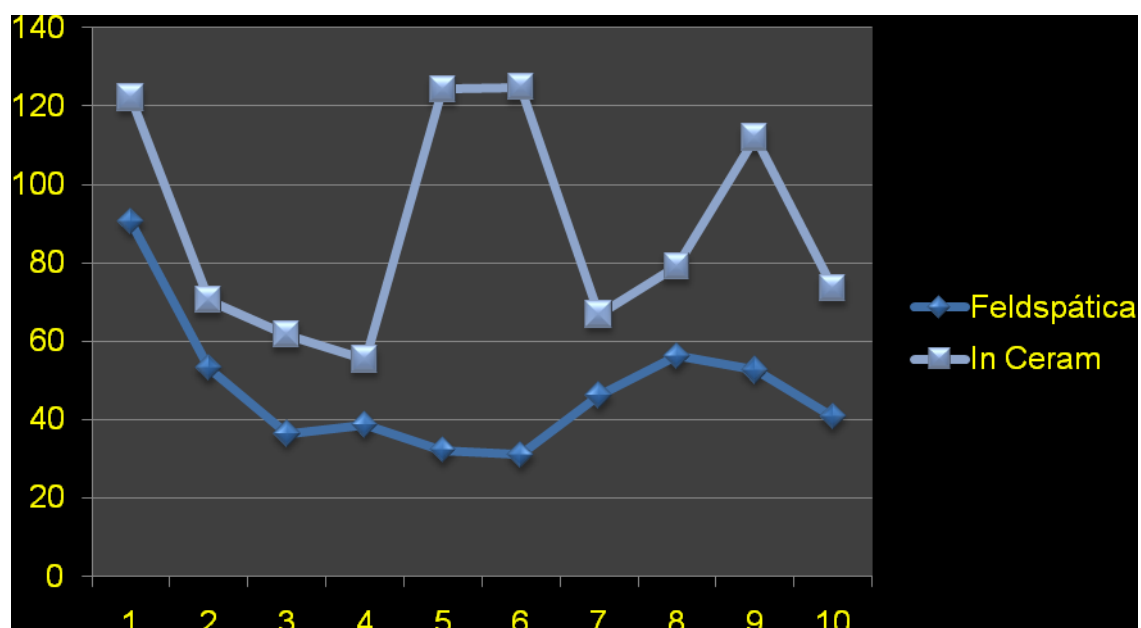


Figura 5.4 –Comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa pura em porcelana feldspática e coroa In Ceram

Tabela 5.9 – Forças máximas de compressão entre coroa feldspática e coroa In Ceram medidas em Kg

Feldspática	Kgf	In ceram	Kgf
11	90,5	21	122,1
12	53,2	22	70,5
13	36,4	23	61,7
14	38,7	24	55,3
15	32,3	25	124,3
16	31	26	124,8
17	46,2	27	66,8
18	56,2	28	79,1
19	52,7	29	111,9
20	40,8	30	73,4

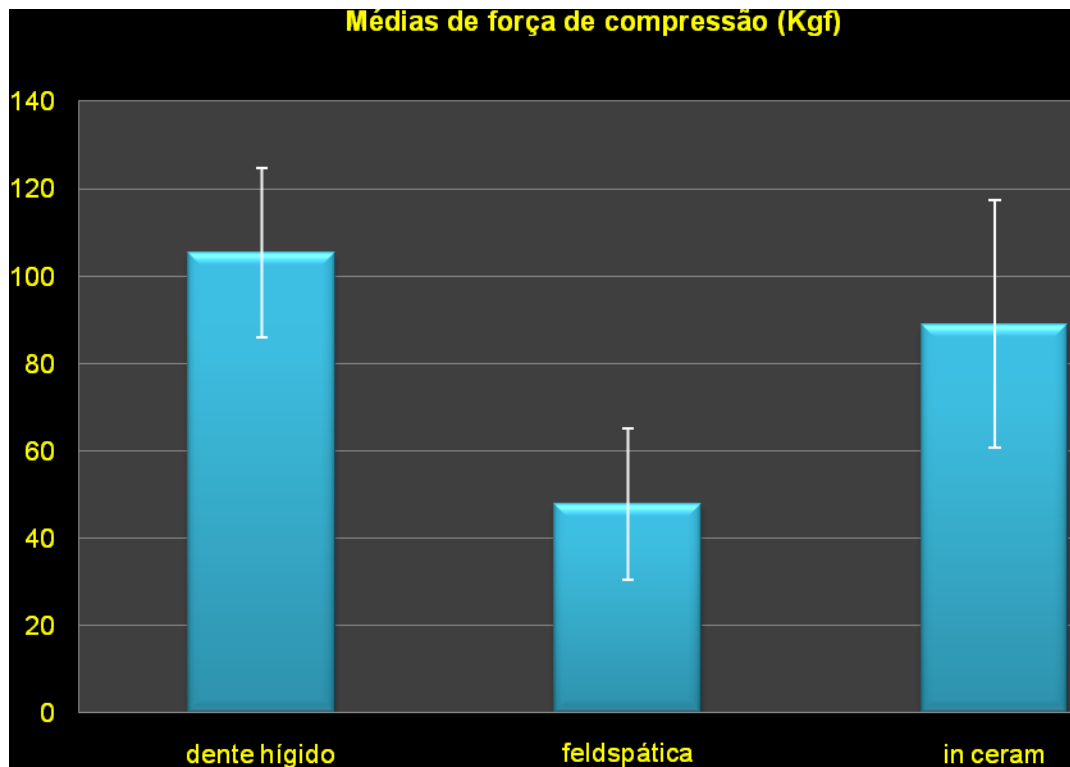


Figura 5.5 – Gráfico das medias das forças de compressão dos grupos de espécimes

Forças de resistência à compressão obtidas por Chaves (2001) em comparação com as obtidas neste trabalho de dissertação.

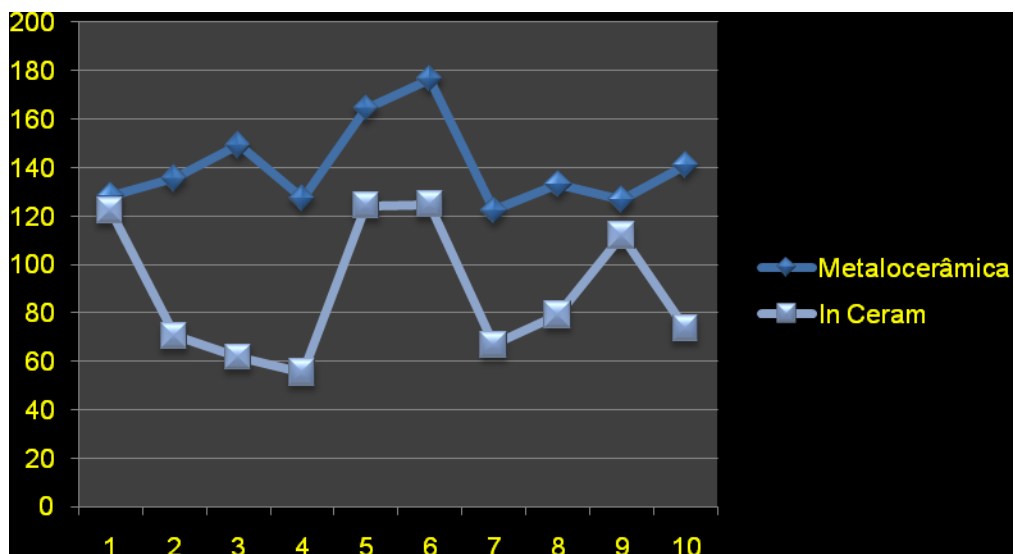


Figura 5.6 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa metalocerâmica e coroa In Ceram

Tabela 5.10 – Forças máximas de compressão comparadas entre o presente trabalho com os resultados obtidos entre coroa Metalocerâmica e coroa In Ceram medidas em Kgf

Metalocerâmica	Kgf	In Ceram	Kgf
1	128,4	1	122,1
2	135,6	2	70,5
3	149,4	3	61,7
4	127,3	4	55,3
5	164,5	5	124,3
6	176,7	6	124,8
7	122,3	7	66,8
8	133,2	8	79,1
9	126,7	9	111,9
10	141,1	10	73,4

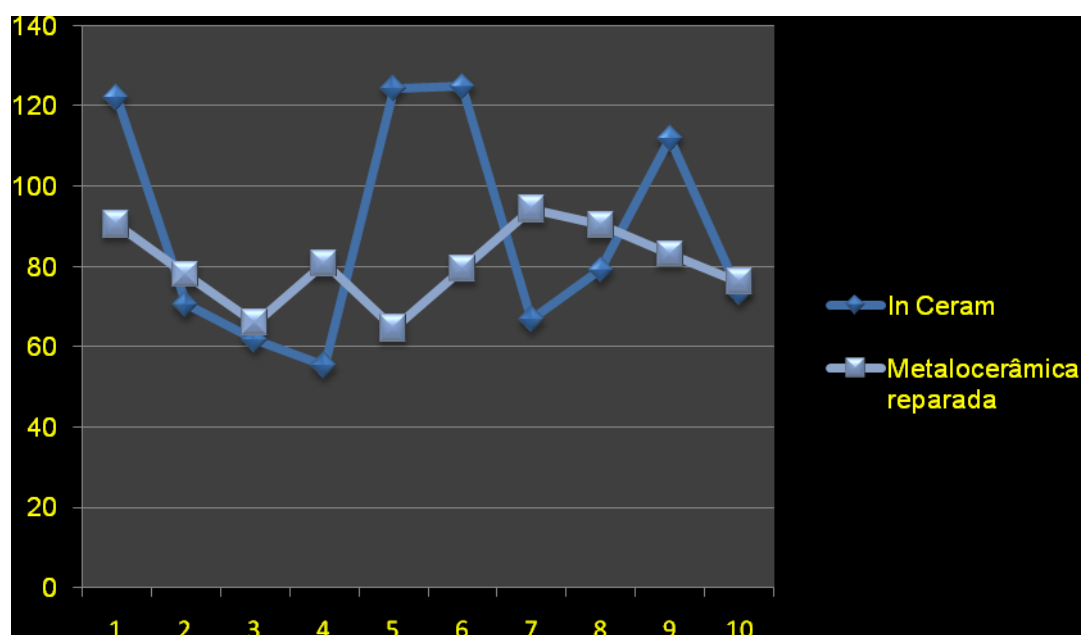


Figura 5.7 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa metalocerâmica reparada e coroa In Ceram

Tabela 5.11 – Forças máximas de compressão comparadas entre o presente trabalho com os resultados obtidos entre coroa Metalocerâmica reparada e coroa In Ceram medidas em Kgf

In Ceram	Kgf	Metalocerâmica reparada	Kgf
1	122,1	1	90,4
2	70,5	2	78
3	61,7	3	65,9
4	55,3	4	80,7
5	124,3	5	64,5
6	124,8	6	79,4
7	66,8	7	94,2
8	79,1	8	90,3
9	111,9	9	83,1
10	73,4	10	76,1

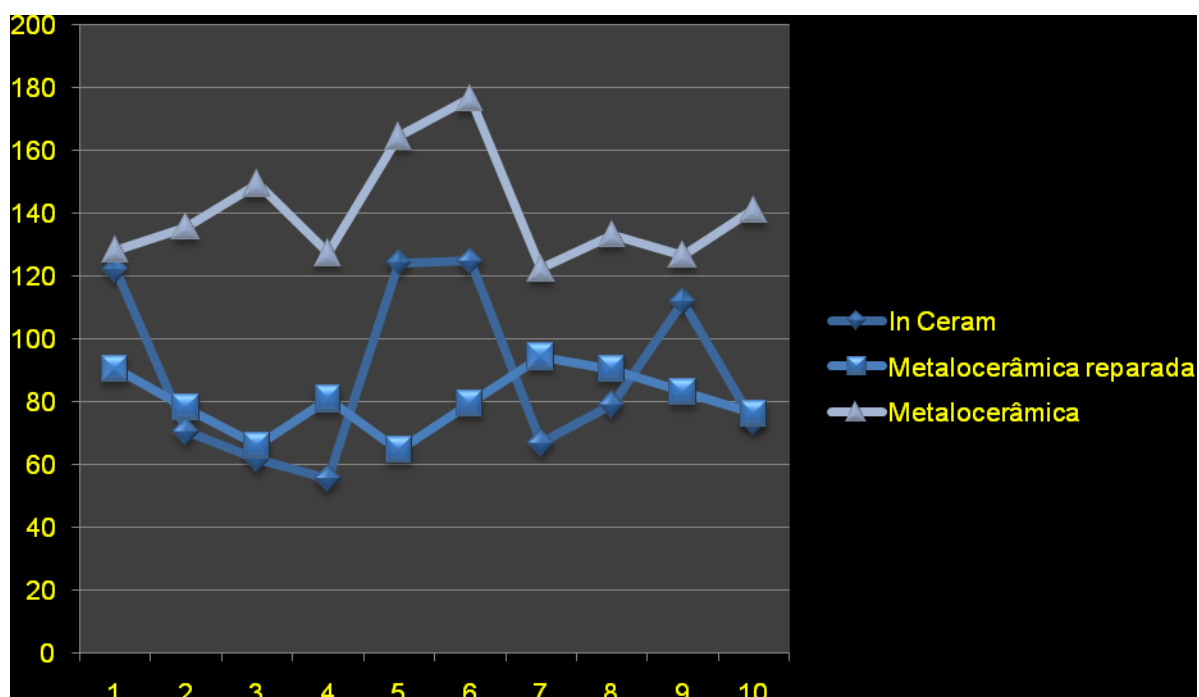


Figura 5.8 - Gráfico comparativo da resistência às forças de compressão entre coroa metalocerâmica reparada, coroa In Ceram e coroa metalocerâmica

Tabela 5.12 – Forças máximas de compressão, comparadas entre o presente trabalho, com os resultados obtidos entre coroa metalocerâmica reparada; coroa In Ceram e coroa metalocerâmica medidas em Kgf

In Ceram	Kgf	Metalocerâmica reparada	Kgf	Metalocerâmica	Kgf
1	122,1	1	90,4	1	128,4
2	70,5	2	78	2	135,6
3	61,7	3	65,9	3	149,4
4	55,3	4	80,7	4	127,3
5	124,3	5	64,5	5	164,5
6	124,8	6	79,4	6	176,7
7	66,8	7	94,2	7	122,3
8	79,1	8	90,3	8	133,2
9	111,9	9	83,1	9	126,7
10	73,4	10	76,1	10	141,1

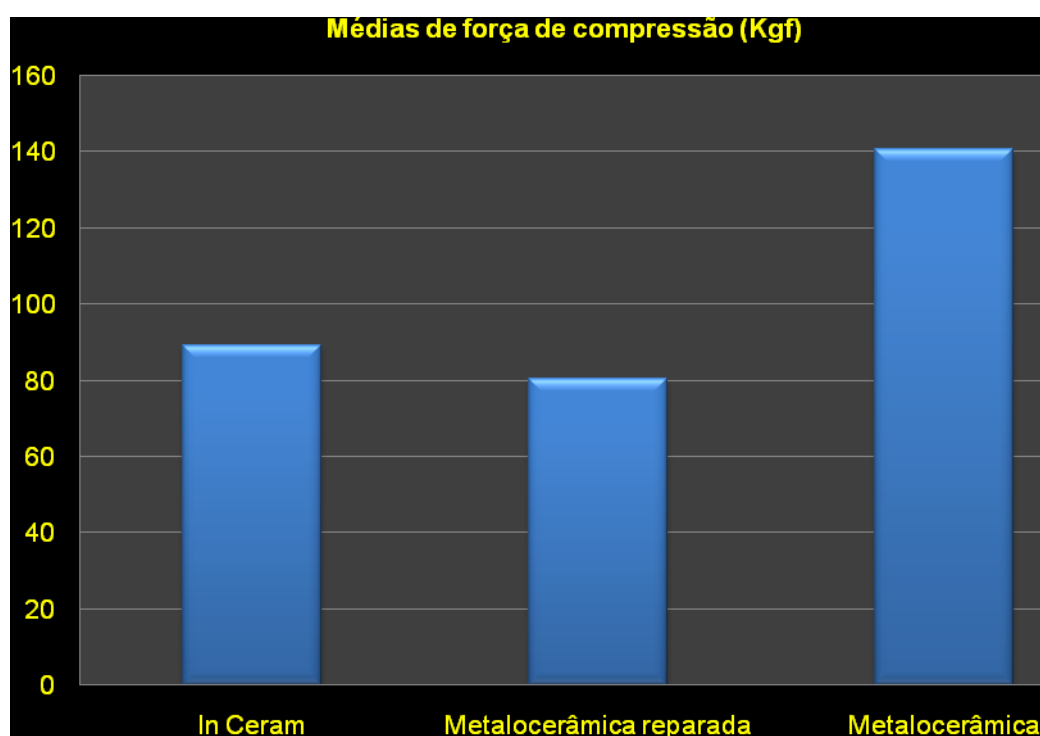


Figura 5.9 – Gráfico das forças máximas de compressão do grupo de espécimes, comparados entre o presente trabalho com os resultados obtidos por Chaves (2001)

6 DISCUSSÃO

Neste trabalho, foi avaliada a resistência à força de compressão de dentes caninos hígidos, restaurados com coroa pura de porcelana feldspática e com coroa em In ceram e também compará-los com os resultados obtidos por (Chaves, 2001).

As cerâmicas dentárias, com uma série de características intrínsecas desejáveis, como biocompatibilidade, alta resistência à compressão e abrasão, estabilidade de cor, radiopacidade, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica próximo ao da estrutura dentária e excelente potencial para simular a aparência dos dentes naturais, apresentam-se como um dos principais materiais na ciência e arte da reconstrução dentária (Pagani et al., 2003; Kina, 2005).

Entretanto, esses materiais foram inicialmente representados pelas porcelanas feldspáticas, as quais são friáveis e frágeis sob tração, não sendo capazes de resistir às tensões mecânicas presentes no ambiente bucal, além de gerar maior desgaste no dente antagonista (Rosemblum; Schulman, 1997; Huls, 1995) concordam que as primeiras cerâmicas odontológicas (porcelanas feldspáticas), possuíam baixa resistência à tração e à fratura, não resistindo às forças mecânicas exigidas pelo sistema estomatognático.

Os autores, Bottino (2002), Craig (2002), Pagani et al. (2003) e Della Bona (2009), relatam que McLean; Hughes (1965) desenvolveram na Inglaterra a primeira cerâmica odontológica aluminizada reforçada pelo aumento da fase cristalina, com a incorporação de 40% em peso de alumina à fase vítrea, o que resultou no dobro da

resistência à flexão (120 a 180 MPa) quando comparadas às cerâmicas feldspáticas convencionais, sem sacrificar a estética.

A confecção de restaurações em cerâmica livre de metal tornou-se possível graças ao surgimento da odontologia adesiva e das cerâmicas reforçadas. Esses sistemas baseiam-se no desenvolvimento de materiais de infra-estrutura, em substituição ao metal, que, associados às porcelanas de cobertura, podem proporcionar excelente resultado estético sem comprometer o desempenho mecânico indispensável à longevidade clínica da restauração (Pagani et al., 2003; Conceição, 2005)

Já (Olsson, 2003), concluiu através de seus estudos longitudinais uma sobrevida de 88%, em 5 anos de 36 PPFs confeccionadas com o sistema In-Ceram Alumina, 94,4% de sucesso em 3 anos de 18 PPFs de In-Ceram Zircônia e 99,1% de sobrevivência de 546 coroas In-Ceram colocadas tanto na região anterior como na região posterior durante um período de 6 anos.

Segundo Meyer Filho e Souza (2005), Higashi et al. (2006), Ibarra (2007), Gomes (2008), Guerra (2008), Hämmerle et al. (2009) e Rekow et al. (2009) a resistência flexural (MPa), ou resistência ao dobramento, é a carga vertical máxima que o material pode suportar sem se fraturar. A exposição contínua do material com defeito às forças ligeiramente ou muito abaixo da carga inicial de trincamento pode resultar na propagação gradual da fenda. Essa propagação lenta, chamada de crescimento subcrítico da fenda a longo prazo, é uma das razões principais para as falhas das restaurações de cerâmica pura. Para impedir a falha clínica, os materiais

odontológicos cerâmicos menos resistentes como as cerâmicas vítreas, devem ser reforçadas pela cimentação adesiva.

A porcelana pode ter sua resistência aumentada de duas formas: intrínseca - por meio de sistemas cerâmicos reforçados e melhorias na tecnologia para a confecção das cerâmicas; e extrínseca - aplicando a porcelana sobre o metal (metalocerâmicas), através do volume da peça obtido no preparo dental, ou pela união da porcelana à estrutura dental, permitindo uma união químico-mecânica

Para Hämmerle et al. (2009) e Soares et al. (2009) relatam em seus estudos que a união adesiva aumenta a resistência à fratura das restaurações em cerâmica pura. Num estudo *in vitro*, a resistência à fratura das coroas em cerâmica pura cimentadas com união adesiva foi tão alta quanto a da coroas metalocerâmicas. Para as cerâmicas com resistência baixa, o efeito de reforço da cimentação adesiva resulta em melhora significativa da performance clínica em longo prazo. Estudos clínicos demonstram que a sobrevida das cerâmicas vítreas cimentadas adesivamente são significativamente maiores do que as restaurações cimentadas de modo convencional.

Pode-se observar que no presente trabalho, as coroas confeccionadas em porcelana feldspática livres de metal, mesmo cimentadas com cimento resinoso auto-adesivo Relyx Unicem sobre as preparos de caninos obtiveram resultados bem inferiores quando comparadas com as coroas de vitro-ceram conforme demonstra a tabela 5.2.

Por meio de revisão da literatura, os autores (Meyer Filho, Souza, 2005), descreveram as características gerais dos sistemas cerâmicos atuais e apresentaram fundamentos básicos para a adesão dessas cerâmicas, em protocolos objetivos e simplificados. Afirmaram que as cerâmicas ricas em sílica são sensíveis à sinalização e ao condicionamento com ácido hidrófluorídrico, sendo a adesão do cimento resinoso à cerâmica controlada primariamente pelo tratamento da superfície cerâmica.

Concordando com Meyer Filho e Souza (2005) e Hämmerle et al. (2009) relatam que um pré-requisito importante para o sucesso clínico da cimentação adesiva é o condicionamento adequado da restauração cerâmica e superfície dentária antes da adesão. O procedimento de adesão para as cerâmicas vítreas e os óxidos cerâmicos difere em função de suas composições. A necessidade de união adesiva nos óxidos cerâmicos é questionada em função de sua elevada resistência, já que a experiência clínica com essas cerâmicas é relativamente curta, atualmente não existem estudos mostrando se a cimentação convencional e a adesiva resultam em taxa de sobrevida comparáveis. Além disso, a escolha do sistema de cimentação para os óxidos cerâmicos é influenciada por outro fator importante: a retenção da restauração.

Em 1887, Land introduziu as coroas ocas de porcelana, confeccionadas sobre lâmina de platina. Desde então inúmeros sistemas de porcelana pura foram desenvolvidos. No entanto, as primeiras cerâmicas odontológicas (porcelanas feldspáticas), possuíam baixa resistência à tração e à fratura (Roseblum;

Schulman, 1997) não resistindo às forças mecânicas exigidas pelo sistema estomatognático (Huls, 1995).

Para os autores Craig (2004), Kina (2005), Valandro et al. (2005), Rosenstiel (2006), Ibarra (2007) e Yoshinari e Dérand (2007) a porcelana feldspática é definida como um vidro, composta por feldspato de potássio ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), sendo que em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita ($KAlSi_2O_6$ ou $K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$). Pode ser classificada de acordo com sua temperatura de fusão em: porcelana de alta fusão ($>1300\text{ }^{\circ}C$), média fusão ($1101-1300\text{ }^{\circ}C$), baixa fusão ($850-1100\text{ }^{\circ}C$) e ultrabaixa fusão ($650-850\text{ }^{\circ}C$). Sua indicação visa à confecção de coroas de jaqueta de diversos tipos (camada de opaco, corpo de dentina, dentina gengival, *overlay* de esmalte e esmalte incisal), restaurações metalocerâmicas e totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (coroas, *inlays*, *onlays* e facetas laminadas) (Miyashita, 2004; Kina, 2005; Sphor; Conceição, 2005; Della Bona, 2009).

Os autores Giordano et al. (1995), Gomes (2004), Higashi et al. (2006) e Rekow et al. (2009) concordam que a cerâmica In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) foi desenvolvida visando melhorar os problemas relacionados com a resistência a fratura e tenacidade. Sua composição consiste em 2 fases tridimensionais interpenetradas: uma fase de alumina (óxido de alumínio) e uma fase vítrea (à base de óxido de lantânio), sendo sua confecção baseada em alumina porosa que, posteriormente, é infiltrada por vidro. A resistência à tensão para uma coroa de cerâmica Vitro-ceram é 3 a 4 vezes melhor quando comparado à outras cerâmicas dentais.

De acordo com Chain (2000), Bottino (2002), Rocha et al. (2004) e Sphor e Conceição (2005), a formulação da porcelana deve ser feita de modo a apresentar propriedades, como fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fratura.

Segundo os autores Guerra et al. (2007), Hämmerle et al. (2009) e Rekow et al. (2009), os sistemas cerâmicos mais recentes estão baseados no desenvolvimento de materiais de infra-estrutura com o intuito de substituir o metal, os quais, quando associados às porcelanas de cobertura (feldspáticas), proporcionam excelente resultado estético sem comprometer seu desempenho mecânico.

Em seu trabalho, Brukl e Philip (1987) compararam a resistência à compressão de coroas cerâmica, avaliando porcelanas tipo convencional, confeccionadas pela técnica de lâmina de platina e cerâmicas contendo óxido de alumínio em sua estrutura (Cerestone). E os resultados mostraram que as coroas cerâmicas Cerestone e convencionais não apresentaram valores de resistência estatisticamente diferentes entre si. Ambas as coroas cerâmicas foram significativamente mais resistentes que as coroas confeccionadas pela técnica da lâmina de platina.

Em outro trabalho realizado por Neiva et al. (1998) determinaram e compararam a resistência à fratura de três sistemas cerâmicos cimentados adesivamente, sendo eles IPS Empress (Ivoclar - Vivadent), Procera AllCeram (Nobel Biocare) e In-Ceram (Vita). Os resultados mostraram que não houve

nenhuma diferença significativa entre a resistência à fratura de IPS Empress, Procera e In-Ceram. A maior desadaptação foi registrada para coroas Procera e a menor foi encontrada nas paredes axiais do sistema In-Ceram. Concluiu-se que coroas IPS Empress cimentadas com cimento resinoso obtiveram média de resistência à fratura tão alta quanto a dos outros materiais testados; a maior espessura de cimento foi encontrada para o sistema Procera, entre as paredes axiais do preparo e coroa.

Os autores Yoshinari e Dérand (1994) relatam em seu experimento que obtiveram resultados diferentes quando avaliaram a resistência à compressão de coroas cerâmicas submetidas ou não à ciclagem mecânica. O experimento foi realizado em ambiente úmido e consistiu-se em 10.000 ciclos de carga entre 30 e 300N. Para o ensaio estático de compressão, uma esfera de 4,8mm de diâmetro foi posicionada entre a periferia e o centro dos espécimes e a carga foi aplicada a uma velocidade de 0,25mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que a resistência de coroas Vitadur[®] decresceu significativamente depois de submetidas à ciclagem mecânica. O valor médio de resistência à fratura destas coroas quando cimentadas com fosfato de zinco, sem passarem por ciclagem mecânica, foi de 1022N e quando passaram por ciclagem mecânica foi de 770N. As mesmas coroas, quando cimentadas com ionômero de vidro e cimento resinoso, apresentaram valores de resistência significativamente maiores do que quando cimentadas com fosfato de zinco. Não houve diferença estatisticamente significante entre a resistência das coroas IPS Empress (891N), Vitadur (770N) e Dicor (840N) quando cimentadas com fosfato de zinco. As coroas In-Ceram cimentadas com fosfato de zinco, apresentaram-se significativamente mais resistentes (1060N) que os outros

grupos testados, além de apresentarem dois modos de fratura: total e fratura da cerâmica de cobertura, permanecendo a infra-estrutura intacta.

O autor Burke (1999), também avaliou a resistência à fratura de coroas cerâmicas reforçadas por leucita (Fortress – Chameleon Dental). Os resultados mostraram que as coroas Fortress apresentarem um valor de resistência maior (880N) que o encontrado em um estudo prévio similar realizado com a porcelana feldspática Mirage (770N), apesar desta diferença não ser estatisticamente significativa. Ressaltou-se que nenhuma fratura estendeu-se para o elemento dentário durante o teste. Isto sugere que, clinicamente, o dano pode ocorrer apenas na restauração.

Para Rocha (2004), Sphor e Conceição (2005), Conceição (2007), Guerra et al. (2007) e Hämmerle et al. (2009) os resultados alcançados com a incorporação de óxidos à matriz vítrea foram considerados satisfatórios para o aprimoramento mecânico das porcelanas convencionais (feldspáticas), as primeiras a serem aplicadas na confecção de coroas ocas sem infraestrutura metálica, sendo o óxido de alumínio (Al^2O^3) o mais extensivamente empregado, representando cerca de 85% em massa do In-Ceram original (Alumina).

Outros estudos que compararam também as propriedades mecânicas dos dois sistemas e reportaram essa diferença como consequência da presença da alumina. Dessa forma, esse novo sistema é indicado com segurança para situações clínicas em que o fator estético seja imprescindível e a restauração não fique exposta a grandes tensões mastigatórias, como coroas unitárias anteriores e inlays

(Bottino et al., 2002; Chain et al., 2000; Kina, 2005; Conceição, 2007; Della Bona et al., 2007a; Guerra et al., 2007; Gomes et al., 2008).

Para Hwang e Yang (2001), no processamento desse sistema, ocorre, inicialmente, a sinterização da massa, formada pela saturação do pó de Al^2O^3 com água destilada, a 1.120°C por duas horas. A estrutura obtida é extremamente porosa e frágil, recebendo, em seguida, a infiltração de vidro de silicato de lantânio a 1.100°C por quatro horas. Posteriormente, a infra-estrutura é recoberta com porcelana feldspática convencional (Vitadur), para obtenção do resultado estético. Com o processo de infiltração, o vidro ocupa os espaços intersticiais (poros) e diminui a quantidade de fendas e irregularidades de superfície, aumentando significativamente a resistência do material.

Como limitação, a alta concentração de Al^2O^3 presente no In-Ceram Alumina, em torno de 85% em massa, resulta numa infraestrutura relativamente opaca, podendo causar o esverdeamento da porcelana de cobertura (Neiva et al., 1998; Pagani et al., 2003).

Concordam os autores Segui e Sorensen (1995), que as mudanças resultaram na redução significativa da resistência à flexão da estrutura Spinell, que, representa cerca de 75% da resistência do In-Ceram Alumina.

Varios autores Higashi et AL. (2006), Gouvêa et al.(2007), Gomes et al. (2008), Hämmerle et al. (2009), Rekow et al.(2009), relatam que o sistema In-Ceram Spinell representa uma modificação na estrutura original do In- Ceram, substituindo-

se parte do Al^2O^3 (Alumina) por óxido de magnésio (MgO) e que com isso, o novo material apresenta uma maior translucidez, sendo capaz de combinar com o substrato subjacente, resultando num resultado estético muito superior.

Relatam (Tinschert et al.(2001), Rekow et al. (2009), que a maioria das investigações sobre os sistemas cerâmicos para infra-estrutura estar focada nas propriedades mecânicas, a longevidade clínica no longo prazo das restaurações é significativamente influenciada pela discrepância marginal. Daí a importância em se preocupar, também, com a obtenção de uma satisfatória adaptação da restauração com a estrutura dentária preparada.

Baseando-se no trabalho de Tinschert et al. (2001) e Pera et al. (1994) avaliou a estabilidade dimensional e a adaptação marginal de coroas In-Ceram com três diferentes configurações cervicais – chanfro, ombro marginal de 50° e ombro de 90° concluíram que, os melhores resultados foram obtidos com as terminações em chanfro e em ombro de 50°, sendo essas, portanto, as preferidas para a preparação de dentes que receberão infra-estruturas de In-Ceram no que concordam os autores (Chain et al., 2000; Bottino et al., 2002; Kina, 2005; Conceição, 2007; Della Bona et al., 2007a; Guerra et al., 2007; Gomes et al., 2008; Rekow et al., 2009).

Concluiu-se no trabalho de (Ibarra et. al., 2007), que o uso do cimento resinoso auto-adesivo, Relyx Unicem, apresentou pouca infiltração em dentina, comparável com um cimento que necessita de um adesivo para selar a dentina.

Quando se faz a comparação entre cimentos resinosos, cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro, verifica-se que nenhum desses cimentos são ideais pois todos apresentam vantagens e desvantagens. O cimento de ionômero de vidro, que através da quelação se adere ao dente, apresentam o coeficiente de expansão térmica próximo ao do dente e liberarem flúor no meio bucal, não se aderem muito bem às porcelanas, além disso, apresentam solubilidade aos fluídos bucais nos primeiros momentos de sua presa. Com relação aos cimentos de fosfato de zinco, são agentes cimentantes não adesivos que se solubilizam facilmente quando em contato com fluídos bucais e não apresentam grande resistência mecânica. O uso de cimentos resinosos poderia ser prejudicial à adaptação da peça ao dente, pois a linha de cimento adesivo seria de uma espessura maior. Contudo, com os cimentos resinosos, houve um início à cimentação adesiva, tendo as vantagens da união ao dente e à restauração. Apresentam insolubilidade aos fluídos bucais, resistência mecânica, estética e capacidade de fixar peças como próteses fixas, unitárias, núcleos, adesivas. A sua desvantagens é a técnica difícil de cimentação, custo elevado, tempo maior de trabalho, dificuldades na remoção dos excessos proximais e problemas quanto à contração de polimerização. (Chain et al., 2000; Bottino et al., 2002; Sensi et al., 2004; Mjor, 2005).

A resistência dos materiais cerâmicos geralmente é descrita usando-se duas variáveis: a resistência flexural e a tenacidade à fratura. Neste trabalho, optou-se por dentes naturais caninos devido a forma geométrica do seu teço incisal que segundo (Chaves, 2001) é semelhante a uma cúspide de um dente posterior, com suas vertentes interna e externa e arestas mesial e distal além do que, são dentes importantes nos movimentos mandibulares tendo influência na relação de contato

dos dentes posteriores definindo o guia canino nos movimentos de lateralidade da mandíbula. Neste trabalho foi verificada a resistência intrínseca, onde as trinta coroas após serem submetidas à ciclagem térmica, foram posicionadas sobre a base da Máquina de ensaio KRATOS onde foi realizado o teste de compressão axial até que ocorresse as fraturas dos espécimes. Nos testes com os dentes naturais hígidos foram observados fraturas, na sua maioria parciais sem um padrão definido ou seja fragmentos de esmalte, que, se desprenderam da dentina permanecendo o restante do dente intacto. (Figura 6.1). Porém em dois espécimes ocorreram fraturas no sentido longitudinal (inciso-cervical) uma sem separação dos fragmentos. (figura 6.2). Outra fratura no sentido longitudinal (inciso-cervical) com separação dos fragmentos incluindo parte do terço cervical da coroa (Figura 6.3).

Foi observado nos espécimes onde estavam cimentadas as dez coroas de porcelana feldspática fraturas no sentido longitudinal (inciso-cervical), sempre restando aderido sobre o preparo parte das coroas. É importante salientar que muitos fragmentos fraturados apresentavam o cimento resinoso autoadesivo Relyx Unicem aderidos sobre eles.(figuras 6.4 e 6.5). Talvez o fato possa ser explicado através do trabalho de Ibarra et al. (2007), onde se concluiu que o cimento resinoso autoadesivo, Relyx Unicem, apresentou pouca infiltração em dentina, comparável com um cimento que necessita de um adesivo para selar a dentina. Já sobre as coroas confeccionadas em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro-ceram) foram observados os mesmos tipos de fraturas ou seja, sentido longitudinal (inciso-cervical), onde somente em um dos dez espécimes houve fratura inclusive do coping cerâmico. (figura 6.6). Nos outros nove espécimes houve fratura somente da porcelana de cobertura permanecendo o coping cerâmico intacto e aderido ao dente

(Figuras 6.7 e 6.8). É importante salientar que todos os dentes que foram preparados para receber as coroas de porcelana permaneceram intactos.

No trabalho de (Chaves, 2001), foi comparada a resistência a compressão entre coroa metalocerâmica fraturada e reparada com resina composta com coroa metalocerâmica íntegra e dente natural permanente. A força média de compressão obtida para as coroas íntegras foi de (107,58 Kgf) sendo assim semelhantes ao presente trabalho (105,48 Kgf). Comparando a coroa metalocerâmica (140,52 Kgf) com a coroa de in-ceram deste trabalho (88.99 Kgf), esta apresentou uma média inferior portanto menos resistente às forças de compressão em comparação à metalocerâmica. Já as coroas metalocerâmicas restauradas com resina composta, obtiveram um resultado de (80.26Kgf) que quando comparada com o dente natural (105,48 Kgf), não houve diferença significativa. E comparando a metalocerâmica reparada (80.26Kgf) com a coroa In-ceram (88.99 Kgf) do presente estudo, não houve diferença estatística. Pode-se concluir então que não houve diferença estatisticamente significativa da resistência a compressão entre dente hígido, coroa de in-ceram e a metalocerâmica reparada.



Figura 6.1 – Fratura em dente hígido observando fragmento de esmalte

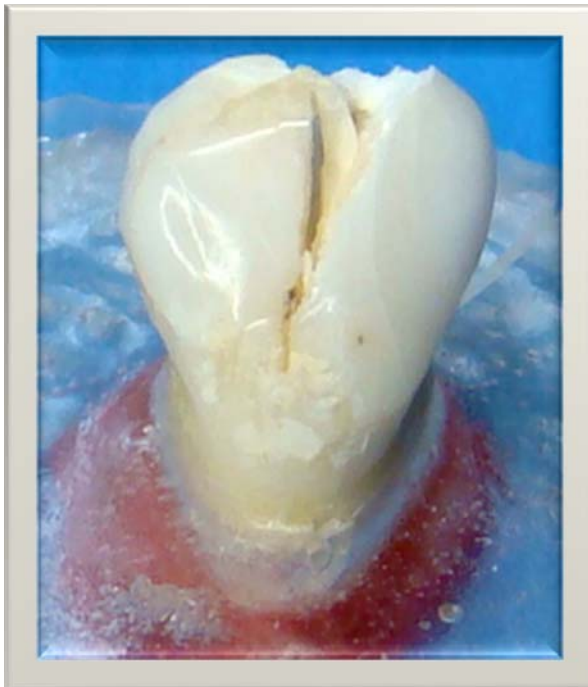


Figura 6.2 – Fratura longitudinal em dente hígido (inciso-cervical) sem separação dos fragmentos



Figura 6.3 – Fratura longitudinal em dente hígido (inciso-cervical) incluindo parte do terço cervical da coroa com separação dos fragmentos



Figura 6.4 - Porcelana feldspática - fraturas no sentido longitudinal (inciso-cervical), sempre restando aderido sobre o preparo parte da porcelana



Figura 6.5 - Porcelana feldspática - fraturas no sentido longitudinal (inciso-cervical) sem cimento Relyx Unicem aderido ao preparo



Figura 6.6 - Porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro- ceram) onde observamos fratura longitudinal inclusive do coping em Vitro-ceram

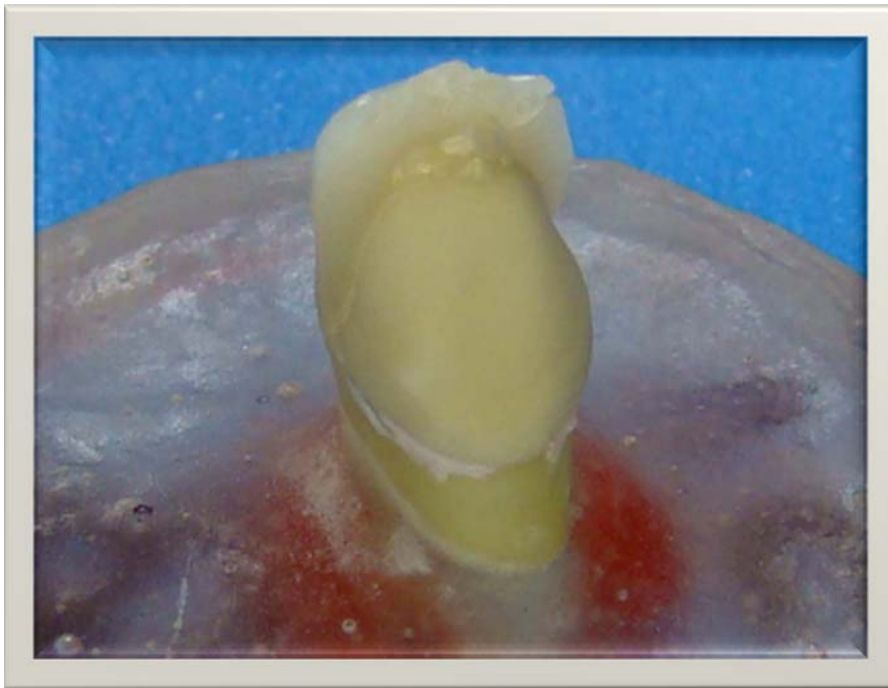


Figura 6.7 - Fratura longitudinal em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro- ceram) onde observamos o coping íntegro



Figura 6.8 - Fratura longitudinal em porcelana aluminizada infiltrada por vidro (Vitro- ceram) onde observamos o coping íntegro

7 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste estudo baseados na metodologia aplicada permitiram concluir em relação às forças de compressão aplicadas que:

Com relação às forças de compressão aplicadas axialmente, os resultados obtidos neste estudo foram fundamentados na metodologia aplicada e permitiram concluir que:

- a)** A média da resistência à compressão das coroas de porcelana aluminizada infiltrada por vidro foi de (88,99 Kgf) e do dente hígido (105,48 Kgf), portanto se obteve resultados finais muito próximos, não apresentando diferença estatisticamente significativa.
- b)** A média da resistência à compressão entre a porcelana aluminizada infiltrada por vidro foi de (88,99 Kgf) comparando com (47,8 Kgf) da coroa feldspática houve diferença estatisticamente significativa. Os resultados obtidos comprovam que as porcelanas feldspáticas obtiveram valores muito inferiores com relação às porcelanas aluminizadas infiltradas por vidro.
- c)** Entre dente natural hígido (105,48 Kgf) e coroa feldspática (47,8 Kgf), houve diferença estatisticamente significativa.

d) Quando foi comparado os resultados dos testes de resistência a compressão obtidos no presente trabalho com os obtidos por Chaves 2001, em seu estudo, pode-se observar que ainda a prótese fixa mais resistente continua sendo a coroa metalocerâmica onde uma porcelana feldspática associada a uma subestrutura metálica torna-se muito superior em termos de resistência à compressão quando comparada com uma coroa livre de metal confeccionada com a mesma porcelana feldspática, sendo também superior à evolução dos sistemas cerâmicos mais atuais como pode ser comprovado neste trabalho onde as coroas metalocerâmicas apresentam em média uma resistência à fratura maior quando comparadas com coroas de porcelana aluminizada infiltrada por vidro.

Observando todos os resultados acima relatados podemos então concluir que apesar de toda a evolução da científica da odontologia, pode-se comprovar que passados oito anos entre um experimento e outro

REFERÊNCIAS¹

Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*. 2006;22(3):283-90.

Anusavice KJ. *Materiais dentários*. 11a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. 764 p.

Bottino MA, Quintas AF, Miyashita E, Giannini V. *Estética em reabilitação oral: metal free*. São Paulo: Artes Médicas; 2002. 496 p.

Brukl CE, Philip GK. The fit of molded all-ceramic, twin foil, and conventional ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1987;58(4):408-13.

Burke FJT. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater*. 1999;15(5):359-62.

Casson AM, Jones JCG, Youngson DJW. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. *J Dent*. 2001;29(8):539-44.

Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lanfenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2000;13(5):420-4.

Chain MC, Arcar IGM, Lopes GC. *Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal*. *Rev Gauch Odont*. 2000;48(2):54-8.

Chaves AR. *Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa metalocerâmica fraturada e reparada com resina composta, coroa metalocerâmica íntegra e dente natural permanente [tese]*. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2001.

Conceição EN. *Dentística: saúde e estética*. Porto Alegre: Artmed; 2007. (Série odontológica). Capítulo 20, Materiais restauradores indiretos; p. 427-49.

Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores*. 11a ed. São Paulo: Livraria Santos Editora; 2004. Capítulo 18, Cerâmicas; p. 551-74.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Craig RG, Powers JM, editors. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002. 704 p.

Della Bona AD. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009. 276 p.

Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky JJ Jr. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced cera. Dent Mater. 2007a;23(6):769-75.

Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. Braz Oral Res. 2007b;21(1):10-5.

Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated Lithia disilicate-based ceramic. Dent Mater. 2004;20(4):338-44.

Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. Dent Mater. 2001;17(4):289-95.

Giordano RA 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober RJ. Flexural strength on an infused ceramic and feldspathic porcelain. Prosthet Dent. 1995;73(5):411-8.

Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. Cerâmica. 2008;54(331):319-25.

Gomes JC. Estética em clínica odontológica. 15º Congresso Internacional de Odontologia de Ponta Grossa; 15-18 set 2004;Ponta Grossa, BR. Curitiba: Editora Maio; 2004.

Gouvêa CVD, Couto CF, Moraes CM, Barros RN. Resistência à compressão entre uma resina composta direta e dois cerômeros. Rev Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS. 2007;22(56):138-42.

Guerra CMF, Neves CAF, Almeida ECB, Valones MAA, Guimarães RP. Estágio atual das cerâmicas odontológicas. *Int J Dent*. 2007;6(3):90-5.

Hämmerle C, Sailer I, Thoma A, Hälg G, Suter A, Ramel C. Cerâmicas odontológicas – aspectos essenciais para a prática clínica. 1a ed. São Paulo: Editora Quintessence; 2009. 127 p.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2000 Apr;83(4):396-401.

Higashi C, Reggiani RD, Kina S, Scopin O, Hirata R. Cerâmicas em dentes anteriores: Parte 1: indicações clínicas dos sistemas cerâmicos. *Clin Int J Braz Dent*. 2006;2(1):22-31.

Huls A. All-ceramic restorations with the In-Ceram System: 6 years of clinical experience. Manual VITA. Gottingen; 1995. p. 1-31.

Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In Ceram crowns. *J Oral Rehabil*. 2001;28(7):678-83.

Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and tin with a new self – adhesive resin – based dental cement. *Dent Mater*. 2007;23(2):218–25.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SDJ. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32.

Kina S. Cerâmicas dentárias. *Rev Dental Press Estética*. 2005;2(2):111-28.

Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*. 2002;33(3):213-24.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(1):61-6.

McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965;119(6):251-67.

Meyer Filho A, Souza CN. Desmistificando a cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. Clin Int J Braz Dent. 2005;1(1):50-7.

Miyashita E, Fonseca AS, coordenadores. Odontologia estética: o estado da arte. Artes Médicas: São Paulo; 2004. 768 p.

Mjor IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry- Part 6: reactions to restorative materials, tooth restorations interfaces, and adhesive techniques. Quintessence Int. 2002;33(1):35-63.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res. 1982;16(3):265-73.

Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzog ME, Lang BR. Resistance to Fracture of Three All-Ceramic System. J Esthet Dent. 1998;10 (2):60-6.

Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. Int J Prosthodont. 2003;16(2):150-6.

Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. J Appl Oral Sci. 2003;11(1):69-75.

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent. 2004;91(6):561-9.

Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carroza S. *In vitro* marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1994;72(6):585-90.

Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2004;92(5):491-5.

Rekow ED, Zhang G, Thompson V, Kim JW, Coelho P, Zhang Y. Effects of Geometry on Fracture Initiation and Propagation in All-Ceramic Crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):436-46.

Rocha SS, Andrade GS, Segalla JCM. Sistema In-Ceram de infra -estruturas totalmente cerâmicas. *Rev Fac Odontol Lins*. 2004;16(1):7-12.

Rosemblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):298-307.

Scherrer SS, De Rijk WG, Belser VC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass ceramic. *Dent Mater*. 1994;10(3):172-7.

Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995;8(3):239-46.

Sensi LG, Maison FC, Souza SM, Baratieri LN, Monteiro Junior SM. Cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. *Clin Int J Braz Dent*. 2005;1(3):236-46.

Soares ES, Silva JVP, Neppelenbroek KH, Jorge JH, Urban VM. Tratamento de superfície de cerâmica pura para cimentação com cimentos resinosos. *Rev Odontol UNESP*. 2009;38(3):154-60.

Sphor AM, Conceição EM. Fundamentos dos sistemas cerâmicos. In: Conceição EN. *Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes*. 2a ed. Porto Alegre: Artmed; 2005. p. 199-227.

Spreafico R. Direct and semi-direct posterior compósito restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1996;8(7):703-12.

Suárez MJ, Jozano JFL, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2004;17(1):35-8.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*. 2001;26(4):367-74.

Touati B. The evaluation of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1996;8(7):657-66.

Valandro LF, Mallmann A, Della Bona A, Bottino MA. Adesão a uma cerâmica aluminizada densamente sinterizada e a uma cerâmica a base de alumina/zircônia infiltrada de vidro. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(1):47-52.

Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2007;23(6):769-75.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):154-60.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE
SÃO FRANCISCO

Bragança Paulista, 19 de Junho de 2009.

Comitê de Ética em Pesquisa – CEP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Projeto de Pesquisa: ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA A COMPREENSÃO DE PORCELANA ALUMINIADA E PORCELANA FELDSPÁTICA

Curso: ODONTOLOGIA
Grupo: III

Autor(es): PROF. (A) AIRTON ALVES D NÓBREGA; PROFª. DRª MARGARETH ODA

Instituição: UNIVERSIDADE SÃO FRANCISCO

Protocolo CAAE: 0157.0.142.000-09 (Citar este número nas correspondências referentes a este projeto)

Prezado(a)(s) Pesquisador(a)(s),

O Comitê de Ética em Pesquisa – CEP, da Universidade São Francisco, analisou em reunião extraordinária do dia **18/06/2009** o projeto de pesquisa supracitado, sob a responsabilidade de Vossa Senhoria.

Este Comitê, acatando o parecer do relator indicado, apresenta-lhe o seguinte resultado:

Parecer: APROVADO

Atenciosamente,

MARCELO LIMA RIBEIRO
VICE-Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa - USF
Universidade São Francisco

CÂMPUS DE BRAGANÇA PAULISTA	Av. São Francisco de Assis, 218 - CEP 12916-900 Fone (11) 4034-8000 - FAX (11) 4034-825
CÂMPUS DE CAMPINAS	Rua Waldemar César da Silveira, 105 - Cura D'Arz - CEP 13045-270 (19) 3779-3300
CÂMPUS DE ITATIBA	Rua Alexandre Rodrigues Barbosa, 45 - CEP 13251-900 Fone (11) 4534-8000 - FAX (11) 4524-1933
CÂMPUS DO PARI - SÃO PAULO	Rua Hannemann, 352 - Pari - CEP 03031-040 Fone (11) 3315-2000 - FAX (11) 3315-2036